

明 細 書

生体パターン検出方法及び生体パターン検出装置、生体認証方法及び

5 生体認証装置

技術分野

本発明は、真皮等の皮膚深層パターンを捕捉し得る新規な生体パターン検出方法及び生体パターン検出装置に関するものであり、さらには、

10 これを応用した生体認証方法及び生体認証装置に関する。

背景技術

広く個人認証に用いられている指紋、掌紋等は、皮膚の表皮組織が真皮の凹凸構造の中に沈み込んでできた隆線網が外部から直接見える部分
15 であり、基本的には真皮等の皮膚深層構造を反映するものである。手掌や足底などの部位の皮膚は、皮膚深層に分布する触覚神経終端がより外部刺激を検出し易くする目的や摩擦に対する強度等の生理的理由により、他の部位の皮膚と異なり真皮等の皮膚深層構造の形状と表皮の形状とが一致した独特の皮膚構造を有している。従来から個人認証に用いられて
20 きた指紋は、基本的にこの深層構造の恒久性を利用したものである。

ところで、上記指紋を用いた生体認証は、いわゆる「なりすまし」等に対して、その対策が必ずしも十分とは言えない。例えば、指紋は容易に他の物体に痕跡として残り、また目視も容易であるために、第三者に偽造される危険性が否定できない。

25 これに対して、例えば他の部位の表皮により生体認証を行うことができれば、前記偽造の危険性を回避できるものと考えられる。しかしなが

ら、表皮層は28日周期で細胞がすべて入れ替わる等、流動的であり、また肌荒れや乾燥などによりさまざまな変化があるため、この部分の紋理には恒久性が無い。また、測定の結果、指幹部や母指球部等では、指先の指紋と全く異なり表皮と表皮下の紋理は全く別でむしろ直交する傾向すらあり、表皮紋理は生体認証には使用することができない。

5 深層構造を直接表皮が反映し目視できる指先の指紋等の特殊な場合と異なり、同じ手掌型といえども母指球等の手掌部、指幹部や手背部の皮膚も含む人体の大半の皮膚では、深層構造の紋理は表皮層の紋理とは一致せず、また、6層からなる表皮構造による散乱や基底細胞等のメラニン色素に可視光が遮蔽されるため、外部から目視することも困難である。

10 このため、例えば指輪型の認証装置を形成する場合、装着時に当該指輪の内側に接触する皮膚紋理はそのままでは認証には使用できないのが実情である。

一方、皮膚の深層構造は基本的には生体固有のものであり、また経年変化も指紋等と言われているようにほとんど無く、例えばこの部分に色素を注入した刺青や妊娠線と呼ばれるものの恒久性も同様の部位の性質によるものである。したがって、皮膚の深層構造である表皮下紋理は、生体認証に適するものと考えられるが、直観的に目視できないことや物体に接触しても痕跡が残らないこともあり、指紋と同等の生体認証特性

20 を有しながらも、個人認証方法として顧みられることは無かった。

本発明は、かかる従来の実情に鑑みて提案されたものであり、表皮下に隠れた皮膚深層組織の凹凸隆起分布（表皮下紋理）や皮下血管のパターンを把握し得る生体パターン検出方法及び生体パターン検出装置を提供することを目的とする。さらに、本発明は、偽造等による「なりすまし」の危険がなく、恒久的な生体認証が可能な生体認証方法及び生体認証装置を提供することを目的とする。

25

発明の開示

本発明者は、上記目的を達成するべく種々の検討を重ねてきた。その結果、表皮組織と皮膚深層組織の特性の違い（光学的特性、電気的特性、温度差）を利用することによりこれらを識別し、表皮に遮蔽されて目視困難な皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを明瞭化することが可能であり、指紋のように真皮層パターンと表皮層パターンが一致する特殊な場所以外の全身の皮膚及び皮下組織においても、その紋理を検出し、これを生体認証（個人認証）に応用することが可能であるとの知見を得るに至った。

本発明は、かかる知見に基づいて完成されたものである。すなわち、本発明の生体パターン検出方法は、表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを特性の違い（光学的特性、電気的特性、温度差）を利用することにより読み取り、生体固有のパターンを抽出することを特徴とするものであり、本発明の生体パターン検出装置は、表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを読み取る手段を有することを特徴とするものである。また、本発明の生体認証方法は、表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを読み取り、予め登録されたパターンと照合することにより生体認証を行うことを特徴とするものであり、本発明の生体認証装置は、表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを読み取る手段を有し、読み取ったパターンを予め登録されたパターンと照合することにより生体認証が行われることを特徴とするものである。

本発明は、表皮の紋理を認証に利用するのではなく、皮膚深層組織、例えば真皮層の紋理を検出して認証に利用するというのが基本的なコンセプトである。皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターン（紋理）は、指紋

や掌紋、足底紋等と同様に生体固有であり、経年変化が少なく恒久的であるばかりでなく、例えば指先等、指紋として認識可能な部位を除いて、大半の皮膚では表皮層の紋理とは一致せず、表皮構造によって隠蔽されていることから、外部から目視することは困難である。また、物体に接
5 触しても痕跡を残すことはない。したがって、その偽造はほとんど不可能である。

さらに、本発明では、上記の通り、指紋のように皮膚角質等の核を喪失して死んだ組織の形状を捕捉するのではなく、皮膚深層組織という生きた組織の形状を捕捉している。この皮膚深層組織は、生体から切り離
10 されるとそのパターンを維持することができない。例えば、皮膚深層組織には、毛細血管が存在するが、この毛細血管の血流がなすパターンは、生体特有のものであり、組織が生体から切り離された場合には、血管萎縮、血流停止、血液喪失等により直ちに消失し、皮膚深層組織全体のパターンにも影響を及ぼす。したがって、本発明では、生体認証と生体所
15 属識別とが一体化され、生体組織を入手しての「なりすまし」は不可能であり、本当の意味での生体認証が実現される。

上記皮膚深層組織、例えば真皮層の凹凸隆起分布パターンは、単体の細胞やその痕跡組織の集合体である表皮組織と、密性結合組織である真皮組織の構成の違いが光学的な散乱及び屈折特性の違いになること、そ
20 れにより偏光解消や投射光との周波数変化が生ずること等を利用して、光学的に検出することができる。

具体的には、第1に、偏光光を照射するとともに、当該偏光光と偏光方向が直交する偏光フィルタを介して反射光を検出し、上記凹凸隆起分布パターンを読み取ることを特徴とする。生体表面へ偏光光を照射し、
25 反射光を前記偏光と振動方向が直交する偏光フィルタにより遮蔽すれば、生体内の組織における散乱により偏光が解消された後方散乱光や複屈折

光等のみを得ることができ、表皮下の真皮層等、光学的散乱性を有する組織のパターンを抽出することができる。特に、表皮組織は透過して真皮組織で散乱される近赤外線等の長波長の偏光光を用いれば、生体組織の吸収による影響を低減し、表皮下組織における光学特性（散乱や複屈折等）を有効に利用して、表皮下組織のパターンを得ることができる。

第2に、照射光を照射し、当該照射光の一部と反射光とを干渉させることにより反射光の波長変化成分を干渉パターンとして発生させ、この干渉パターンから生体固有のパターンを抽出することを特徴とする。皮膚からの反射・散乱光に対し、ハーフミラー等で分離した投射光を参照光として干渉させることで、皮膚内部構造による複屈折や散乱に起因する波長変化成分をビート（干渉パターン）として発生させることができ、皮膚の特定面上のビートパターンを個体固有の特性として認証に用いることができる。

また、本発明の生体認証方法及び装置は、表皮組織と皮膚深層組織との電気特性の相違を利用して表皮組織に遮蔽された表皮下組織形状を電気的に読み取り、予め登録されたパターンと照合することにより生体認証を行うことを特徴とするものであり、また、表皮組織と皮膚深層組織との温度差を利用して表皮組織に遮蔽された表皮下組織形状を読み取り、予め登録されたパターンと照合することにより生体認証を行うことを特徴とするものである。

図面の簡単な説明

図1は、皮膚組織の模式図である。

図2は、後方散乱光による偏光解消を利用して真皮組織を造影する検出装置（認証装置）の一例を示す模式図である。

図3は、任意深度で皮膚散乱を撮像し得る検出装置（認証装置）の

一例を示す模式図である。

図 4 は、光ヘテロダイン干渉法による複屈折測定の実理を説明する模式図である。

図 5 は、皮膚光干渉による散乱特性パターンを表皮下組織パターン
5 検出に用いた検出装置（認証装置）の一例を示す模式図である。

図 6 は、ビート検出素子をアレイ状に複数配列した検出装置（認証装置）の一例を示す模式図である。

図 7 は、皮膚への照射部に可動ミラーを用いた検出装置（認証装置）の一例を示す模式図である。

10 図 8 は、静脈パターンにより認証対象領域を特定する検出装置（認証装置）の一例を示す模式図である。

図 9 は、酸化・還元ヘモグロビンの吸収スペクトルを示す特性図である。

15 図 10 は、生体におけるヘモグロビンと水の透過率の相違を示す特性図である。

図 11 は、近赤外線微分干渉によりパターン検出を行う検出装置（認証装置）の一例を示す模式図である。

図 12 は、皮膚表面電位検出素子の一例を示す模式図である。

図 13 は、皮膚表面電位検出素子の他の例を示す模式図である。

20 図 14 は、皮膚表面電位検出素子を 2 次元アレイ状に配列した皮下組織パターン検出装置の一例を示す模式図である。

図 15 は、歩行時に生ずる電位波形の一例を示す波形図である。

発明を実施するための最良の形態

25 以下、本発明を適用した生体パターン検出方法、検出装置、及び生体認証方法、認証装置について、図面を参照しながら詳細に説明する。

例えば指紋による生体認証の場合、他の物体に痕跡（指紋）が容易に残り、また目視が容易であるため第三者に偽造される危険性が否定できず、その対策として、検出された指紋が正しく生体の指のものであるか否かを判定するための生理学的な生体所属識別を別途必要とする。これは、指紋による生体認証では、直接には皮膚角質など核を喪失して死んだ組織の形状を光学的・電氣的に捕捉しているためである。

上記指紋や虹彩、その他の生体認証手段のセキュリティ強度は、検出精度ではなく、むしろこの生理学的生体所属確認に依存すると言っても良く、例えば指紋による生体認証において生理学的生体所属識別が破られれば、認証対象となる生体組織を入手して容易に「なりすまし」が可能になり、その意味で当該システムのセキュリティ強度は無きに等しいことになる。一般のクレジットカードなどのセキュリティであれば、それが突破されても経済的損失のみで生命身体に直接の危害は発生しないが、上記生体組織の入手による「なりすまし」は、生命身体に重大な二次災害を新たに招く結果になる。以降これを外科的災害（Surgical Hazard）と呼ぶこととする。

生体認証においては、一般的な認証技術で用いられる局所的なセキュリティ強度の他に、新たにシステムとして、外科的災害に対するセキュリティ強度の概念が必要であり、利用者の安全をも含めたセキュリティを考慮する必要があるが、従来技術ではその点が明確にされていない。

すなわち、生体認証としてのセキュリティは、「本人のものに一致する、かつ本人から切り取られた等のものではない生体組織」という「認証」と認証対象の正常な生体であることを識別する「生体所属識別」という2つの条件をどれほどの信頼性で確立できるかに依存しているが、従来の生体認証技術では単純に前者の認証の精度や信頼性のみ着目されている。この場合、生体認証と言いながら、実は「生体所属識別」する

ことなしに対象を認証することになり、実際には「生体」認証ではないという矛盾を生じてしまう。したがって、実運用も含めたセキュリティシステムとしてみた場合、かかる矛盾から外科的災害という2次災害を誘発する可能性があると言える。

- 5 最も簡便で何の技術知識も設備も必要としない「なりすまし方法」は、生体から指、腕、眼球等の組織を切断・摘出して第三者が認証を行う方法である。仮に個人の小口預金以下程度の経済的価値しか得られなくても、こうした生体認証手段の導入は、その手口の簡便さゆえ、却って利用者の生命や身体に金銭に換え難い深刻な被害をもたらす結果となる。
- 10 このため、指紋や目の虹彩等による従来の生体認証方法は、他の認証手段の補足的手段として用いられたり、簡易用途等のように曖昧に限定された形で利用されるに止まり、広く普及させることは困難である。

- 一方、上記指紋による生体認証等の比較的偽造が容易な方法では、例えば静電容量による指紋認証を例に取れば、偽造対策として、指紋表面の汗等の塩分を含む湿度（水分）により皮膚表面を導電体として機能させ、電極との間の静電容量や静電誘導を測定することにより、微小電極と皮膚表面との距離を検出して指紋パターンを捕捉する方法が試みられている。これは、ある意味で生体所属識別を試みた例である。生体から分泌される汗等の塩分を含む電解性の湿度が存在しないと、上記測定は
- 15 不可能だからである。
- 20

- しかしながら、当該検出方法では認証対象に電解性の湿度の存在は必要ではあるが、それが必ずしも生体由来のものである必要は無く、これ以外に例えば切り取られたものではないことを検出するための生体所属識別は成立していない。そのため、保水性を持つゲル状物質等に指紋パターンを形成した模造物や、切断した指に生理食塩水を噴霧または浸漬したものを用いられても、これを排除することは困難である。
- 25

また、DNA等を用いた生体認証では、確かにDNAの「偽造」そのものは困難であるが、その認証対象となるDNAが生体に所属しているものなのか、死体や髪の毛から採取されPCR (Polymerase Chain Reaction)などで大量複製されたものなのか判別することは、本質的に不可能であり、これも生体所属識別が成立しない方法である。このため、生体認証手段に加えて、赤外線による指の血流検出等、生体認証そのものとは別に生体であることを何らかの方法で識別する新たなセンサーを別途付加するなどの対策が必要となる。

ここで、生体認証は「生体・認証」という2つに分離されて、生体認証とは異なるものとなり、認証をフロントドア (front door) とすれば、その認証対象の生体所属識別を認証とは別な物理的検出に依存することは、バックドア (back door) を作ることと同様の問題となる。この矛盾は、バックドアの生体所属識別手段を欺瞞できれば、その時点で認証システムとしてのセキュリティは破綻し、物体を用いた「なりすまし」や、さらには外科的災害が誘発される危険性がある。生体所属識別は、多様性に富む生物組織を前提として「生きている組織か否か」を識別するものであるが、生命とは何かというセントラルドグマでも明らかなように、それ単体のみではその多様性への対応故に識別の間口が大きくなり、結果として欺瞞が可能という本質的な問題を抱えている。生体認証と生体所属識別に用いる検出手段を別々に用意する従来の方法では、生体所属識別のセンシング方法を第三者が容易に見出し解析可能であったと言え、このようなことから、結論として、認証と生体所属識別とが一体化され、認証＝生体所属識別であるバックドアのない本当の意味での生体認証方法が求められている。

そこで、本発明においては、上記指紋のような表皮紋理を利用するのではなく、皮膚深層組織、例えば真皮層の凹凸隆起分布パターンを検出

し、これを利用して生体認証を行うこととする。

図 1 は、皮膚組織の模式図であり、皮膚組織は、大別して表皮 1 と真皮 2 とからなる。表皮 (Epidermis) 1 は、角化重層扁平上皮組織であり、角質層 1 1、透明層 1 2、顆粒層 1 3、有棘層 1 4、基底層 1 5、及び基底膜 1 6 から構成される。これら各層のうち、顆粒層 1 3、有棘層 1 4 及び基底層 1 5 は、併せてマルピギー層と呼ばれる。

角質層 1 1 は、角質細胞間脂質の 2 分子膜によるラメラ液晶形態を持ち、透明層 1 2 はコレステリック型液晶形態を、また顆粒層 1 3 はケラトヒアリン顆粒と呼ばれる光を反射・散乱するビーズのような光学的性質を有する塩基性の構造体を細胞質に含んでいる。また、基底層 1 5 はメラニン顆粒を持つ等、外部の紫外線等から生体を防御するため光学的に各層で多様な散乱・吸収形態を持っている。特に紫外線帯域の光に対しては、表皮 1 は屈折率の異なる多層薄膜構造から、ある種のダイクロイックな特性を有する。しかしながら、基本的に表皮 1 は、メラニン色素による着色を除くと可視光領域でも比較的散乱性を有する半透明状の組織である。ただし、可視光の赤や近赤外線よりも長波長の帯域では透過性が高くなる。このため、表皮 1 下の真皮 2 の毛細血管網内の血流が散乱され、外部からも例えば顔色や血色として観察することが可能であり、皮膚の色は基本的にメラニン色素と真皮 2 の毛細血管内の血液により決定される。表皮 1 は、毛細血管やリンパ液等の電解質の循環が無く、基本的には角質層 1 1 に代表されるように誘電体としての性質が強い。

一方、真皮 (Dermis) 2 は、表皮 1 と比較すると全く違う様相を呈している。基本的に、真皮 2 はコラーゲンやエラスチンからなる密生結合組織と毛細血管網からなり、単体の細胞の集合体で毛細血管が存在しない表皮 1 とは大きく異なっている。

この真皮 2 は、乳頭層と網状層に分かれている。真皮乳頭層は表皮組

組織の最下層である基底膜により表皮組織と接する組織であり、結合組織と毛細血管からなり、感覚神経終端が存在する。網状層は一定の配列構造を持つコラーゲンとそれを繋ぐエラスチン、そして、それらの間を埋める基質からなる。真皮2は毛細血管が豊富で、またリンパ液等の循環により電解質に富んでおり、このため表皮1に比べて導電性が著しく高い。

〔光学的特性を利用する方法〕

また、この真皮2の結合組織を形成するコラーゲンや弾性繊維は、光学的な複屈折性が強いが、表皮組織では複屈折性はない。光学的には表皮1も散乱性を有し、偏光特性は散乱に伴って偏光解消を生じる。基本的には、水平・垂直の偏光比は散乱粒子の大きさや形態に依存して固有の散乱特性を示す

電磁波の波長 \gg 粒子半径 \rightarrow レイリー散乱

電磁波の波長 \sim 粒子半径 \rightarrow ミー散乱（雲粒やエアロゾル。積乱雲が白い訳）

電磁波の波長 \ll 粒子半径 \rightarrow 幾何学的な電磁波の進行（雨粒）（虹、ダイヤモンドダスト）

真皮2は、牛乳寒天のようなものに例えられ、一定の厚みがあって初めて白色に見える。また、真皮2では波長の長い光ほど透過しやすく、短い光ほど散乱されやすい性質がある。真皮2中に吸光色素が無視できない量で存在すると、真皮2の浅いところで散乱される短波長光は、観察者の目に戻ってくる率が高いが、長波長光は透過して色素に吸収され、戻ってくる率が低くなる。このため、皮膚の浅い部分にある毛細血管は鮮やかな赤に見えるが、やや深い部にある静脈や血管腫は青っぽく見える。メラノサイト関連の母斑（あざ）でも、母斑細胞が真皮・表皮境界部に存在する境界母斑では褐色調に見えるが、真皮にある青色母斑はそ

の名のごとく青色調に見え、真皮メラノサイトによる太田母斑や蒙古斑も臨床的に青みを帯びて見える。

本発明では、これらの光学的特性や電気的特性の違いを利用することにより、皮膚深層組織（例えば真皮組織）の凹凸隆起分布パターン等を
5 検出し、生体認証に利用する。例えば白色光に対する反射光の波長成分や散乱・偏光特性に着目してフィルタリングすることで、表皮組織に対して、より深部にある結合組織やコラーゲン繊維等に特徴付けられる真皮層とを識別して、表皮に遮蔽されて目視困難な真皮組織を明瞭化することが可能であり、特に、指紋などの真皮層パターンと表皮層パターン
10 が一致する特殊な場所以外の、全身の皮膚及び皮下組織においても、その紋理を検出することにより個人認証することができる。

図2は、こうした極めて多様な散乱形態を持つ表皮下の真皮（Dermis）
2を光学的に捕捉する検出装置の構成例であり、投光部と受光部で振動面が直交する偏光手段により表皮層での反射を抑止し、散乱と複屈折による光を透過することで表皮下の凹凸隆起分布パターンの撮像を可能と
15 している。

具体的構成としては、まず、照射光学系として、光源21及び光学レンズ22、及び照射部偏光板23を備える。光源21には、例えばLED等、任意の光源を用いることができる。ただし、光源21としては、
20 表皮組織は透過して真皮組織で散乱される近赤外線等の長波長光を発する光源を用いることが好ましく、これにより表皮下の組織における散乱や複屈折等の光学特性を利用して組織のパターンを得ることが可能となる。

また、結像光学系として、受光素子である撮像素子（例えば固体撮像素子：CCD）24、結像レンズ群25及び受光部偏光板26を備える。
25 さらに、上記照射光学系と結像光学系の間の光路には、ハーフミラー2

7が配されており、上記照射光学系と結像光学系とは互いに直交して配置されている。

上記の検出装置において、光源21からの照射光は、照射部偏光板23により振動方向が一方向に制限されて皮膚に照射される。また、結像光学系には受光部偏光板26が配置されているが、これは振動方向が照射部偏光板23とは直交するように構成されている。したがって、表皮組織での単純な反射光は、振動方向が受光部偏光板26とは直交することになり、受光部偏光板26によって遮蔽される。

照射光学系から皮膚に照射された照射光は、皮膚深層組織（例えば真皮組織）にまで達し、様々な組織により散乱や複屈折が生じ、それにより偏光が解消される。これらは、後方散乱光としてハーフミラー27を透過して上記結像光学系へと導かれるが、上記の通り偏光が解消されているため受光部偏光板26を透過し、撮像素子24まで到達する。

表皮組織に無く真皮組織等に固有に存在する結合組織やコラーゲン等、光学的に複屈折する特性を有する組織を経由して反射・散乱された光は、複屈折により位相が入射光からずれることになる。これにより表皮組織での反射・散乱光と、複屈折組織（真皮組織）を経由した位相の異なる光との識別が可能となる。

この構成では、ダイクロイックフィルタ等の帯域フィルタによりこの真皮組織での複屈折による位相ずれの波長成分のみを選択的に透過し、これを検出することで複屈折組織を選択的に検出し真皮組織を体外から非侵襲的に検出する方法も考えられる。

偏光を用いた皮膚計測としては、可視光帯域での偏光フィルターの光学的特性に着目して、皮膚の観察に偏光を用いるという方法が美容産業の分野において知られている。例えば、皮膚の艶や輝きという美容要素の計測方法として皮膚表面の評価を行う方法（特許第3194152号公報や実

公平7-22655号公報参照) が知られている。

しかしながら、これらは真皮組織等の表皮下の組織を観察する目的で構成されたものではなく、あくまで可視光を用いた美容的な外観による皮膚表面の評価を目的としたものである。したがって、偏光が散乱により解消されるという周知の性質を利用して、表皮角質等の直接反射のギラつきによる画質低下を防止し、表皮の可視光散乱による画像を得ることで安定した表皮画像を得るということが開示されているに過ぎない。

こうした従来の方法では、可視光を用いるため、表皮の散乱は捕捉できても、有棘細胞や基底細胞のメラニン色素により可視光が吸収・遮蔽されてしまうため真皮層の状態を正確に検出することは困難である。また、そのために真皮組織の複屈折による像を分別することも困難である。真皮層の結合組織、コラーゲン組織のように表皮に比べて強い異方性を持ち、複屈折が発生する光学的特性に着目し、また、表皮組織が近赤外光に対しては可視光と異なり透過性が高いことや、真皮層を構成する密生結合組織の散乱特性や複屈折性を用いて真皮層構造を捕捉するという知見はこれまで全く存在しておらず、本願によりはじめて提案されたものである。

上述の通り、上記検出装置を用いることにより、真皮層を構成する密生結合組織の散乱特性や複屈折性を用いて真皮層構造（例えば凹凸隆起分布パターン）を捕捉することが可能である。ただし、検出装置を図2に示すような構成とした場合、表皮層による散乱や、検出対象となる真皮層表面より下層の真皮組織や皮下組織等による散乱等がノイズとして混入し、S/N比が低下することが懸念される。そこで、これに対処する方法として、例えば図3に示すように、照射光の皮膚への入射角度を浅くし、かつ結像光学系の開口を制限することが有効である。

図3に示す検出装置では、照射光学系に可動反射鏡28を追加し、照

射光学系からの照射光を皮膚に対して斜めに照射するとともに、結像光学系を対象領域の直上に配置し、後方散乱光や側方散乱光をハーフミラー 27 を介することなく直接検出するようにしている。また、結像光学系には、その開口を制限するための遮光板 29 が設けられ、直下からの
5 戻り光のみが撮像素子 24 に到達するように構成されている。

かかる検出装置では、照射光学系からの照射光は、表皮層から皮膚深層組織（真皮層）へと斜めに進入する。このとき、浅い部分、すなわち表皮組織では、図中の右側領域において入射光が散乱され、遮光板 29
10 によって開口が制限された結像光学系に到達することはない。同様に、より深い部分では、図中の左側領域において入射光が散乱され、やはり散乱光は結像光学系に到達することはない。これに対して、上記可動反射鏡 28 の角度を調節して、真皮組織への照射位置が上記結像光学系の真下になるように設定すれば、この領域（真皮組織）での散乱光のみが結像光学系に到達する。

15 次に、真皮組織の複屈折性を利用した検出方法について説明する。先ず、一般的な複屈折測定方法としては、前記のような帯域フィルタではなく、照射光と反射光又は透過光の 2 つの光の位相差がビート信号の位相差に転化されることを利用した光ヘテロダイン干渉法などを用いることが考えられる。

20 図 4 はその場合の原理図であり、光源、例えば安定化横ゼーマンレーザ（STZL）31 からの発振光をハーフミラー 32 を介して試料 33 に照射し、偏光板 34 を透過した透過光（信号光）を光検出器 35 により検出する。同時に、安定化横ゼーマンレーザ 31 からの発振光のうちハーフミラー 32 で反射された光を、やはり偏光板 36 を透過した透過
25 光（参照光）を光検出器 37 により検出する。そして、これら各光検出器 35, 37 で検出された検出光の位相差を電気位相計 38 によって測

定する。

ここで、直線偏光子（偏光板 34, 36）は 2 つの光を干渉させるために用いられ、複屈折測定を電気位相計 38 の測定精度で測定することができる。一般に電気位相計 38 の測定精度は 0.1 度（以上）である
5 ので、複屈折量を光の波長の 4000 分の 1 程度の高精度での測定が可能となる。

光ヘテロダイン干渉法の原理であるが、先ず、参照光と信号光の電界成分をそれぞれ E_r , E_s とすると、これらは次のように表すことができる。

$$E_r = a_r \cos(2\pi f_r t + \phi_r) \quad (1)$$

$$E_s = a_s \cos(2\pi f_s t + \phi_s) \quad (2)$$

10

ここで、 a_r , a_s は、それぞれ参照光、信号光の振幅を表す。 f_r , f_s , ϕ_r , ϕ_s も同様に、それぞれの周波数及び位相を表す。

この 2 つの光を重ね合わせると、検出される光強度 I は、電界成分の 2 乗に等しくなるので、次のようになる。

$$\begin{aligned} I &= \langle |E_s + E_r|^2 \rangle \\ &= \frac{a_s^2 + a_r^2}{2} + 2a_s a_r \cos(2\pi(f_s - f_r) \cdot t + (\phi_s - \phi_r)) \\ &= \frac{a_s^2 + a_r^2}{2} + 2a_s a_r \cos(2\pi f_b t + \Delta) \end{aligned} \quad (3)$$

15

なお、式中、 $\langle \quad \rangle$ は時間平均を表す。また、 $f_b (= f_s - f_r)$

は光ビート周波数を、 $\Delta (= \phi_s - \phi_r)$ は2つの光成分の位相差を表す。

5 光検出器で検出される光電流成分は、(3)式の第1項と第2項が直流成分となり、第3項が周波数 f_b で正弦波状に変化する交流成分となる。この交流信号を指して光ビート信号と呼ぶ。光ヘテロダイン干渉法では、光ビート信号の振幅($2a_s \cdot a_r$)、周波数(f_b)、あるいは位相差(Δ)を電氣的に計測し、光信号の振幅(a_s)、周波数(f_s)、位相(ϕ_s)に含まれる情報を取り出す。

10 真皮組織の測定においては、具体的には、複屈折する皮膚組織の屈折率を n_x 、 n_y 、光が透過する厚みを d としたときに、透過後に生じる位相遅れ ϕ_x 、 ϕ_y はそれぞれ下記の(4)式及び(5)式のように表すことができる。

$$\phi_x = \frac{2\pi n_x d}{\lambda} \quad (4)$$

$$\phi_y = \frac{2\pi n_y d}{\lambda} \quad (5)$$

15 周波数の僅かに異なる2つの光としてSTZL(安定化横ゼーマンレーザ)発振光等を試料に透過させると、光検出器で得られる光強度信号 I は次のように表される。

$$\begin{aligned}
I &= \langle |E_x + E_y|^2 \rangle \\
&= \frac{a_x^2 + a_y^2}{2} + 2a_x a_y \cos(2\pi(f_x - f_y) \cdot t + (\phi_x - \phi_y)) \\
&= \frac{a_x^2 + a_y^2}{2} + 2a_x a_y \cos(2\pi f_b t + \Delta) \\
&= \frac{a_x^2 + a_y^2}{2} + 2a_x a_y \cos\left(2\pi f_b t + \frac{2n(n_x - n_y) \cdot d}{\lambda}\right) \\
&= \frac{a_x^2 + a_y^2}{2} + 2a_x a_y \cos\left(2\pi\left(f_b t + \frac{\delta n d}{\lambda}\right)\right) \quad (6)
\end{aligned}$$

ここで、 Δ は2成分光の位相差を、 δn は屈折率差(=複屈折量)を表す。(6)式から、2つの光の位相差はビート信号の位相差に転化されていることがわかるが、これにより、光ビート信号の位相を電気位相

5 計38等で計測することで、複屈折量を測定できることになる。

このとき問題となるのは、皮膚組織の複屈折主軸の方位を予め求め、その主軸の方位をSTZLの発振偏光面に正確に一致させる必要があることで、そのために、STZL発振光の偏光面を光軸の回りに回転させながら位相差の検出を行い、複屈折量とその主軸方位とを同時に求める

10 必要がある。したがって、そうした方法では認証に用いる装置が極めて複雑且つ操作も煩雑で、検出時間もかかる上に、腕時計型等の人体装着型認証装置とした場合に、装着時に取り付け位置や方向を厳密に定める必要があり、また、生体に緩み無く密着させて生体が活動しても動かないようにする等の対策が必要である。

15 そこで、上記のような場合には、検出対象皮膚面を皮下血管の分岐部

とする。当該分岐の形状を用いることで、容易に上記主軸方向を割り出すことができる。例えば、主軸方位と分岐部の位置関係を予め登録時に決定・記録しておけば、認証時に血管分岐部の位置と方向から主軸を簡単に合わせることもできる。

- 5 あるいは、例えば、干渉による皮膚深層構造の検出によりこれに対処することも可能である。本発明の目的は、複屈折そのものを測定するのではなく、複屈折や散乱を介して皮膚内部の生体固有の特性を捕捉することにある。そこで、皮膚に投射した光が、真皮層等の皮膚内部組織で後方散乱や複屈折する際に発生する周波数変化に着目し、偏光子を用い
- 10 ずに皮膚からの散乱光と投射光を直接干渉させ、これを検出することで周波数変化分をビートとして検出する。

- 図5は、このような検出装置の構成例を示すものである。この検出装置では、図2に示す検出装置と同様、照射光源41と光学レンズ42とからなる照射光学系と、CCD等の撮像素子43と結像レンズ44からなる結像光学系とがハーフミラー45を介して直交して配置されている。
- 15 ただし、図2に示す検出装置と異なり、照射光学系や結像光学系には偏光板が設けられていない。その代わりに、照射光学系の光源41からの照射光の一部を結像光学系の撮像素子43へ導く参照ミラー46が配されている。

- 20 白色LED等の光源41から放射された光は、ハーフミラー45を経由して一部は皮膚面に照射される。この照射光の一部は皮膚内部で様々な反射、散乱や複屈折等を経て、再びハーフミラー45に戻る。この光と照射時にハーフミラー45から参照ミラー46に反射させた光とがビート（干渉）を起こし、撮像素子43に干渉パターンが結像される。

- 25 このとき、皮膚の検出領域内各点に対して当該ビートを発生させることにより、そのビートのパターンから表皮下の連続パターンを得ること

ができる。かかる連続パターンを選ぶには、具体的には、図 6 に示すように前記のビート検出素子をアレイ状に複数配列する方法や、図 7 に示すように皮膚への光照射部に可動ミラーを用いる方法等を挙げることができる。前者の場合、上記照射光源 4 1 と光学レンズ 4 2 とからなる照射光学系と、CCD 等の撮像素子 4 3 と光学レンズ 4 4 からなる結像光学系とがハーフミラー 4 5 を介して直交して配置されてなるビート検出素子 5 0 を、いわゆるアレイ状に複数配列し、各ビート検出素子 5 0 からの検出信号に基づいて表皮下の連続パターンを得る。

一方、後者では、ビート検出素子 5 0 からの照射光の照射や戻り光の検出は、上記可動ミラー 5 1 によって行う。可動ミラー 5 1 は、ミラー制御部 5 2 によってその角度が制御されるが、当該ミラー制御部 5 2 は、角度-干渉パターン整合部 5 3 からの制御情報によって可動ミラー 5 1 の角度制御を行う。上記角度-干渉パターン整合部 5 3 には、上記ビート検出素子 5 0 から干渉パターン情報が送られるが、送られた干渉パターンは、皮膚干渉パターン記憶部 5 4 に格納される予め登録された干渉パターンと皮膚干渉パターン記憶・照合部 5 5 において照合され、生体認証が行われる。

これらの方法では、位相差等の検出に必要であった偏光子を用いないため、厳密に光軸を合わせる必要が無く、例えば腕時計型等の人体装着型にした場合に、装着の仕方や装置の人体への装着のゆるみ等で方向が変化しても影響を受け難いという効果が奏される。

ただし、実際には装着のゆるみなどがある場合、具体的に皮膚のどの面が認証対象となるのか特定する必要がある。対象領域を含む広範な皮膚領域の干渉パターンを予め登録する方法も考えられるが、広い領域のパターンから特定のパターンを照合する必要があるため、処理上大きな負荷が発生する。携帯型機器にした場合には、消費電力等の点でかかる

大きな負荷は好ましくない。

例えば、皮膚紋理を用いた生体認証において、指紋等の特殊な場合では渦、馬蹄等の中心が捕捉し易く、また指表面の形状も限られた狭いものであること等から認証対象の位置を特定することが容易である。しかしながら、そうした限定された特異な部位を除いた一般の皮膚においては、領域も指先に比べて広く、且つ指紋のように渦状等の位置特定し易い幾何学的形状を持たない微細な皮膚紋理パターンの中から認証対象となる領域を特定することは極めて難しい。

このため、上記のように予め広い領域の皮膚紋理を登録し、認証時に検出した紋理が当該登録パターンに含まれるかを検索する方法も考えられるが、本来不要な領域まで登録するため登録に手間がかかる上に、認証の際の照合にも装置に処理上の負荷と時間がかかる。また、全身の皮膚紋理の登録が理想的であるが前記の理由から実用的ではなく、またその場合に「広い領域」の定義が曖昧であり、実際の運用では、人体の柔軟性やその時々での認証装置への認証対象のコンタクトの違いにより、個人認証時に当該領域から外れてしまう可能性もある。

そこで、皮膚の認証対象領域の特定方法として、次のような方法が有効である。すなわち、投射光として、白色光ではなく、生体透過性が高く例外的に静脈血などの還元型ヘモグロビンに吸収される波長の近赤外線を使用して、生体皮下組織などからの後方散乱光を用いて静脈パターンを検出し、この静脈パターンを利用して認証対象領域を特定する。認証対象領域を特定の静脈上、または静脈分岐部等の皮膚面とすることにより、腕時計型等の個人認証装置の皮膚接触面において、装置の生体への装着のずれや緩み等があっても、常に認証対象となる同一皮膚領域を確実に特定できる

図 8 に、静脈パターンを利用して認証対象領域を特定する検出装置の

一例を示す。この図 8 に示す検出装置は、図 7 と同様の装置構成を有するものであるが、ビート検出素子 50 の光源 41 として近赤外線光源を用い、皮静脈位置検出部 61 及び皮静脈位置照合部 62、並びに静脈データが格納される静脈データ記憶部 63 が付加されている。かかる構成を採用することにより、皮膚の最も浅いところに存在する真皮層の皮静脈 60 の毛細血管像を得ることができる。

波長 700 ~ 1200 nm の近赤外線帯域は、特異的に生体での吸光度が低く「分光領域の窓」と呼ばれており、生体組織を良く透過する。ここで重要なことは、表皮組織は可視光や紫外線を反射、散乱する特性があるが、この帯域の光は約 80 パーセント近くが透過してしまうことである。一方、このような特性を持つ近赤外線帯域の中で、血液中のヘモグロビンに選択的に吸収されやすい波長があり、図 9 に示すように、波長 805 nm では、酸素化ヘモグロビン (HbO_2) と還元型ヘモグロビン (Hb) の吸光度は共に一致するが、波長 660 nm では還元型ヘモグロビン (Hb) の方が吸光度が高く、また波長 940 nm では酸素化ヘモグロビン (HbO_2) の方が吸光度が高い。さらに、図 10 に示すように、生体におけるヘモグロビンと水の分光特性も大きく異なる。

この特性を利用することで、生体の水分とを区別して血管像が得られるとともに、波長による吸光度から動脈・静脈の識別が可能となる。静脈パターンを得るには、例えば、光源に 805 nm の近赤外線照射手段を設け、これを偏光板を介して皮膚に照射する。照射された光は、皮膚からの反射・散乱・複屈折の 3 つの態様の光が複合した戻り光となって検出されるが、皮膚表面の反射はそれより下層の画像の取得を阻害するため、前記偏光板 23 と振動方向が直交する角度に配置した偏光板 26 を介して CCD カメラ等で撮影する。これにより表皮角質や透明層、顆粒層等の組織による振動方向が同一の反射光はフィルタリングされ、偏

光が解消された散乱と複屈折波のみが撮影される。

図 2 や図 3 に示す検出装置では、検出対象組織以外の散乱によるものは真皮層を捕捉する際に排除すべきものであったが、ここでは照射波長が真皮層の毛細管で選択的に吸収され、白色光源を用いた場合とは異なり皮膚組織での血管内に存在するヘモグロビン以外の吸光度が低く透過性が高いため、真皮層の毛細血管パターンがそれよりも深部での後方散乱を背景として明瞭に得ることができる。

この毛細血管の血流がなすパターンは、生体特有のものであり、組織が生体から切断された場合には、血管萎縮、血流停止、血液喪失等により直ちに消失する。また、さらに 940 nm の酸素化ヘモグロビンの吸光帯を用いることで、脈の拍動に応じて当該吸光度が変化することを検出し、皮下毛細血管によるパターンとともに生体所属認識を行うことも可能である。さらに、660 nm の波長では脱酸素化ヘモグロビンが吸光度が高く、940 nm の波長では酸素化ヘモグロビンが吸光度が高い等の吸光特性の違いが存在することを利用して、例えば切断組織では肺循環の停止により組織の酸素飽和度が著しく低下し、その結果 940 nm の酸素化ヘモグロビンの吸光度が低下・消失することを検出することで、正常な生体組織か切断されたものかを識別する方法を加えることも容易である。

上記により、生体認証と生体所属認識が一致することになり、このため切断した組織を生理食塩水などに浸漬して細胞を生かしていたとしても、血流が存在しないためこれを認証排除し得るものである。認証対象組織は、肺循環と拍動を備えて血流と血液の各ヘモグロビン比率を正しく備える必要があり、仮に腕を外科的に切断して用いようとしても、その腕の各血管を外科的に人工心肺装置に接続し、かつ拍動波形も正確に再現する必要があり、例えば携帯型人工心肺も実用化されていない今日

の状況では実現は困難である。また仮に将来それが実用化されたとしても、腕の切断から始まって、各血管と装置への接続、切断された微小血管や神経に対する処置、切断に対する生活反応による組織変化の解消や血流再開後の組織の安定等、高度な外科的技術と医療設備を必要とし、

- 5 現実的な作業ではない。一方、生体を用いずに人工物により、微細な毛細血管の3次元立体構造や散乱など、人工的に同一のものを正確に構成することはさらに困難である。

- 次に、微分干渉による表皮下パターン検出について説明する。微分干渉法は顕微鏡での観察法のひとつであり、サンプルの厚さや屈折率の差
10 によって生ずる照明光の位相差を、明暗または色のコントラストにして立体的に観察する方法である。真皮層は通常の見視野光学系や目視などの方法では検出が困難である。そこで、通常の見視野顕微鏡では染色なしには目視困難な細胞核等も、微分干渉光学系では観察できることに着目した。ただし、これは真皮層が露出した場合可能であっても、真皮層にそのまま適用することは難しい。表皮層に覆われている場合、表皮層表面は観
15 察できて、表皮層による反射・散乱・遮蔽のため、そのままでは真皮層を検出することは難しい。

- そこで、本発明では、表皮層が赤色-近赤外光帯域において透過性が高いことに着目し、通常の見視野顕微鏡では光源に白色光が用いられるの
20 に対して、近赤外光光源と近赤外線CCDを用いることとする。これにより、非侵襲的に表皮下の真皮層の凹凸パターンを検出することが可能となる。

- その具体例を図11に示す。この検出装置は、近赤外線光源71と偏光プリズム72とを有する照射光学系と、CCD等の撮像素子73と偏
25 光プリズム74を有する撮像光学系とを備えており、これらがハーフミラー75を挟んで直交配置されている。照射光学系からの照射光は、ハ

ーフミラー 7 5 で反射されて皮膚に照射され、戻り光（反射光）はーフミラー 7 5 を透過して撮像光学系に到達するが、上記ーフミラー 7 5 と皮膚の間の光路には、ウォラストンプリズム 7 6 及び対物レンズ 7 7 が配置されている。

- 5 近赤外線光源 7 1 から出た照射光は、偏光プリズム 7 2 により偏光方向の揃った光に変換され、ーフミラー 7 5 によりウォラストンプリズム 7 6 の方向に反射される。ウォラストンプリズム 7 6 に入射した照射光は、互いに偏光方向が直交した 2 光線（光線 A 及び光線 B）に分離され、対象物（皮膚）に照射される。このとき、光線 A と光線 B の距離は
- 10 対物レンズの分解能以下である。また、対象物により反射された 2 光線は、ウォラストンプリズム 7 6 により再び 1 つの光に合成され、ーフミラー 7 5 を通過後、偏光プリズム 7 4 により偏光方向が揃えられる。2 つの光線 A, B が段差部分で反射すると、それらの間には光路差が生じ、偏光プリズム 7 4 を通過するとき干渉する。光路差が光線 A, B の波長
- 15 の $1/2$ であるとき、干渉して最も強め合い明るくなる。この干渉パターンは、通常の白色光源による微分干渉鏡では目視でき、透明な対象物を立体的に観察することができるが、近赤外帯域では目視困難なため、近赤外線帯域を撮像可能な CCD などの撮像素子 7 3 を用いて可視化する。

20 [電気的特性を利用する方法]

本発明の別の方法では、電気的特性の違いを利用することにより、皮膚深層組織（例えば真皮組織）の凹凸隆起分布パターン等を検出し、生体認証に利用する。

- 25 図 1 2 は、静電誘導を用いて皮膚の電位を検出し、これにより表皮下の真皮組織の深さを検出してその皮下パターンを得る検出装置の一例を示すものである。この検出装置では、相対的に見た場合、表皮層が誘電

体としての性質を持ち、真皮層が高い導電性を有することを利用して、検出電極と真皮層との間で発生する静電容量を検出する。

上記静電容量を検出するために、図 1 2 に示す検出装置では、皮膚表面に接触させる検出面上に複数の微小電極 1 2 1 をマイクロマシニング等により 2 次元アレー等の形に構成して検出電極面としている。検出電極面の各微小電極 1 2 1 と真皮層との間に容量結合を発生させ、電極に対する距離に応じた静電容量から各微小電極 1 2 1 下の表皮下導電層の距離分布を求め、この分布から表皮下組織形状を検出する。すなわち、皮膚の上に平行に置かれた微小電極 1 2 1 群とそれに皮膚との間でコンデンサを形成し、これらのコンデンサの端子電圧を測定することにより、その値から真皮層の形状を検出する。

上記微小電極 1 2 1 は、例えば金属製の円筒状の筐体 2 2 内に絶縁担体 1 2 3 によって支持された状態で封入されており、高抵抗を有する抵抗 2 4 を介して筐体 2 2 と電氣的に接続されている。微小電極 1 2 1 と筐体 1 2 2 との間には空隙が設けられており、筐体 1 2 2 を皮膚に接触させた時には、上記微小電極 1 2 1 は、筐体 1 2 2 の開口部 1 2 2 a において所定の距離をもって皮膚と対向する。

ただし、ここで問題となるのは、皮膚表面は誘電体としての性質を有するが、それ故に外来の A C 電源や蛍光灯のノイズ等の誘導を受け易く、また表面形状的にも角質層のはがれや落屑等があり、そのままでは極めて不安定であることである。このため、指紋検出等では、人体の皮膚に高周波電気信号を印加してこれを検出する方法も考えられているが、このような方法は、指紋等、表皮と真皮パターンが一致する場合には適用可能であるが、これらが一致しない他の部分の皮膚組織では表皮パターンを検出することになる。この場合、表皮パターンには指紋のような恒常性は無く、生体個人認証として使用できない。

そこで、これらの問題に対処するために、例えば図 1 3 に示すように、金属製の筐体 1 2 2 の開口部に誘電体薄膜 1 2 5 を設ける。接触する皮膚表面との間に誘電体薄膜 1 2 5 を配置し、この誘電体薄膜 1 2 5 と微小電極 1 2 1 を被う接地側と接続された金属製の筐体 1 2 2 を接触させ、
5 筐体 1 2 2 側にもコンデンサを形成させる。これにより、形状的にも皮膚角質の不安定さに影響されることが少なくなる。

また、検出電極面に設けられた各微小電極 1 2 1 の表面には、エレクトレット被膜 1 2 6 を設ける。エレクトレット被膜 1 2 6 は、テトラフルオロエチレン等からなる膜に電荷を半永久的に電荷を保持させたものである。このエレクトレット被膜 1 2 6 の恒久分極によって、真皮組織（導電性組織）との間にバイアスとなる静電容量を発生させ、外部から高周波バイアスを加えることなしに各微小電極 1 2 1 の静電容量差の分布を検出して、非侵襲的に皮膚表面から真皮層等の皮膚深層形状を検出することができる。

15 図 1 3 の構成の検出装置では、上記筐体 1 2 2 の皮膚側に開口した開口部 1 2 2 a からエレクトレット被膜 1 2 6 を配した微小電極 1 2 1 が前記誘電体薄膜 1 2 5 を介して皮膚との間にコンデンサを形成させる。筐体 1 2 2 は皮膚との対向電極が接地側であり、開口部 1 2 2 a 側は逆に検出電極側となる。このため、両方に共通して入る表皮性の電位変動成分は互いに逆極性となり相殺しあう。

その一方で、皮膚深部の電位変動は、導電性を持つ真皮層と検出電極である微小電極 1 2 1 との間でキャパシタンスが生じ、該微小電極 1 2 1 から検出させることができるが、筐体 1 2 2 側ではエレクトレット等のバイアスが存在しないため、表面帯電に引きずられて皮膚深層の電位
25 変化は検出できない。このため、皮膚表面の誘導や帯電による影響を相殺し、皮膚深層の電位変化のみを正確に検出できる。

前記で抽出された電位変化を皮膚の各点で測定した場合に、表皮の厚みによる容量変化によりそれぞれで検出される振幅が変化する。図 1 4 は、2次元マトリクス状に前記の検出電極（微小電極 1 2 1）を配置することで、歩行時など人体全体に同期して発生する電位変化の振幅の相違によって皮下の導電層の形状を得るものである。

図 1 5 に示すように、歩行時には人体全体に同期して同一位相の電荷量の変化が足の路面との接地・剥離によって生ずる。歩行に伴う人体電荷量変化について説明すると、歩行に伴い皮膚面上に形成された静電容量型センサーで検出される波形は、下記の 2 つのメカニズムから生成される。

第一のメカニズムは、基本的にはコンデンサマイクと同じものである。マイクの場合には、振動板とエレクトレット電極との間の空隙の距離が振動板の振動により変化し、それにより空隙の静電容量（C）が変化するため、これを F E T のゲートを介してインピーダンス変換して捉える。

本発明ではマイクの振動板を取り外し、センサーと人体とを誘電体膜を介して密着させて電荷結合する。エレクトレットと誘電体膜との間の空隙でコンデンサ（静電容量）が形成されると同時に、更に人体との電荷結合により、人体の静電容量と当該空隙の静電容量が合成される。この状態が形成されると、人体が歩行運動等によって外界（接地物など）と相互作用してその静電容量が変化すると、それがそのままセンサーにマイクの音声検出のように波形信号として検出される。

ここで、人体静電容量（C）は路面との接地と空間の足の位置により変化する。つまり、路面と接していれば、容量が大きく足が路面から離れれば足の裏（靴底）と路面との間に誘電率の低い空気の層ができるため静電容量は著しく小さくなる。また足の路面との接触面積が大きければ容量も大きくなる。コンデンサの静電容量Cは、

$C = \epsilon \cdot S / d$ [F] (ϵ は電極間の空隙を満たす媒質の誘電率、 S は電極面積、 d は電極間の距離) なる関係が成立する。このため足の接地面積が大きければ電極面積 (S) も大きくなり静電容量も大きくなる。

5 第二のメカニズムは、電極自体が帯電センサーとして作用するものであり、金属筒に封入され誘電体膜を介して皮膚と接触しているセンサー内部の電極は、人体の帯電によって誘電体膜上に誘導された電極電圧の電位変化を波形として検出する。

よって、この二つのメカニズムによって人体から検出される波形は、基本的に、電位ではなく電荷量であると考えられ、下記の式に従う現象
10 であり、等価回路のシミュレーションによっても観測波形の再現が確認された。

$$Q \text{ (電荷量)} = C \text{ (静電容量)} \cdot V \text{ (電極電圧)}$$

上記電荷量の変化は、基本的には体全体で同一波形であるが、皮膚組織の微細構造、特に表皮と真皮層との関係によって振幅が異なる。電荷
15 量変移波形は全身で同期するため前記の 2 次元マトリクス状に構成した微細な検出電極により、振幅の差を比較することで、各電極での真皮層までの距離を測定し表皮下の形状を得ることができる。

このように、電荷を印加する電極等の能動的電荷発生手段を用いず、歩行時等の足の着地・離床等の対物運動により、人体自体に電荷量変化
20 が日常的に発生することを利用して、歩行や動作等の活動に伴って発生する電荷量の変化を各微小電極 1 2 1 で検出し、運動に伴い全身で同期して発生する電荷量の変移波形の各微小電極 1 2 1 における振幅差を皮膚表面と皮下組織との距離として変換し、検出電極面下の真皮層等の皮膚深層形状を検出することができる。

25 従来の静電容量方式は、基本的に固定型の認証装置が前提とされているものと考えられ、装置に接地が取れている前提の構成となっている。

このため、例えば人体に認証装置を装着し装着者自体を認証するウェアラブルな環境において、例えば冬季の乾燥時に絨毯上を歩いた場合には、検出電極と接地部の双方が強く帯電して正確な検出が困難となる可能性がある。これは、ウェアラブルな環境では、接地部も人体上にあるためである。

5 そうした問題の解決策として、検出電極の他に新たに電極や振動子等の送信手段を用意して人体に密着させ、積極的に人体に伝播するように超音波や一定の高周波信号を印加し、これを皮膚上の微小電極で受信させて皮膚との接触面と非接触面を識別させて指紋パターンを得る方法等
10 が考案されている。しかしながら、こうした方法では構成が複雑となるとともに、前記のこれまでの指紋認証同様、指紋等、手掌型皮膚の一部に限定されるものである。例えば、指輪等に内蔵し、指輪の下の皮膚面を認証に用いることを考えた場合、当該部位では皺などの表皮層の紋理が、真皮層のパターンと直交するがごとく異なる傾向にあるために、恒
15 久性の無い表皮パターンを検出してしまうことになり、認証精度の点でも課題がある。

 本発明は、先にも述べたように、表皮の紋理ではなく、表皮下組織の形状(例えば真皮層の凹凸隆起分布パターン)を静電容量により検出し、これに基づいて生体認証を行うものであり、上記の不都合は悉く解消さ
20 れる。

 すなわち、本発明は表皮下組織形状により生体認証を行うものであるため、生体認証と生体所属認識が一致することになり、このため切断した組織を生理食塩水などに浸漬して細胞を生かしていたとしても、血流が存在しないためこれを認証排除し得るものである。認証対象組織は、
25 肺循環と拍動を備えて血流と血液の各ヘモグロビン比率を正しく備える必要があり、仮に腕を外科的に切断して用いようとしても、その腕の各

血管を外科的に人工心肺装置に接続し、かつ拍動波形も正確に再現する
必要があり、例えば携帯型人工心肺も実用化されていない今日の状況で
は実現は困難である。また仮に将来それが実用化されたとしても、腕の
切断から始まって、各血管と装置への接続、切断された微小血管や神経
5 に対する処置、切断に対する生活反応による組織変化の解消や血流再開
後の組織の安定等、高度な外科的技術と医療設備を必要とし、現実的な
作業ではない。一方、微細な毛細血管の3次元立体構造や散乱等につい
て、生体を用いずに人工的に同一のものを正確に構成することはさら
に困難である。

10 また、本発明は、ウェアラブルな環境に適用することも可能である。
例えば、人体装着型または携帯型情報装置において、該装置を保持また
は装着した際に利用者の皮膚と該装置が接触する面に自然光では目視困
難な表皮下の組織又は血管パターン等の検出手段を設け、利用者が該装
置を把持または装着する際に、身体と該装置との接触部分の表皮下の皮
15 膚組織パターンを検出して、該装置または該装置とネットワーク接続さ
れたサーバーなどに予め登録してあるパターンと照合し、その結果から
少なくとも該装置やネットワークから提供されるサービスの少なくとも
一部を許可や制限する、いわゆるアクセスコントロールを実現すること
が可能である。

20 ところで、上記の検出装置や認証装置を、例えば腕時計型等の人体装
着型認証装置とした場合に、装着時に取り付け位置や方向を厳密に定め
る必要があり、また、生体に緩み無く密着させて生体が活動しても動か
ないようにする等の対策が必要である。具体的には、皮膚のどの面が認
証対象となるのか特定する必要がある。対象領域を含む広範な皮膚領域
25 の干渉パターンを予め登録する方法も考えられるが、広い領域のパター
ンから特定のパターンを照合する必要があるため、処理上大きな負荷が

発生する。携帯型機器にした場合には、消費電力等の点でかかる大きな負荷は好ましくない。

例えば、皮膚紋理を用いた生体認証において、指紋等の特殊な場合では渦、馬蹄等の中心が捕捉し易く、また指表面の形状も限られた狭いものであること等から認証対象の位置を特定することが容易である。しかしながら、そうした限定された特異な部位を除いた一般の皮膚においては、領域も指先に比べて広く、且つ指紋のように渦状等の位置特定し易い幾何学的形状を持たない微細な皮膚紋理パターンの中から認証対象となる領域を特定することは極めて難しい。

10 このため、上記のように予め広い領域の皮膚紋理を登録し、認証時に検出した紋理が当該登録パターンに含まれるかを検索する方法も考えられるが、本来不要な領域まで登録するため登録に手間がかかる上に、認証の際の照合にも装置に処理上の負荷と時間がかかる。また、全身の皮膚紋理の登録が理想的であるが前記の理由から実用的ではなく、またその場合に「広い領域」の定義が曖昧であり、実際の運用では、人体の柔軟性やその時々

15 の認証装置への認証対象のコンタクトの違いにより、個認証時に当該領域から外れてしまう可能性もある。

そこで、これを解決するための手法として、検出対象皮膚面を皮下血管の分岐部とすることが好適である。当該分岐の形状を用いることで、容易に上記主軸方向を割り出すことができる。例えば、皮下血管の分岐部の位置関係を予め登録時に決定・記録しておけば、認証時に血管分岐部の位置から検出対象皮膚面を簡単に合わせることもできる。

〔温度差を利用する方法〕

次に、温度差を利用した生体パターンの検出及び認証について説明する。皮膚構造において、表皮組織は血管を有さず体温に関して受動的であり、これに対して真皮組織は、血管網を有して血流に起因して体温を

25

能動的に生成する。したがって、直射日光への体表の暴露等、外的に熱が印加された場合を除き、表皮組織に比べて真皮組織の方が相対的に皮内温度が高くなる。これを利用して表皮下組織形状を検出する。

例えば、先の微小電極の代わりに、サーミスタボロメータやサーモパ
5 イル等の温度検出用の微小素子を2次元アレー化し、各点での温度を測定する。このとき、各微小素子下の表皮層の厚さ等に応じて微小素子間で温度差が生ずる。これを利用することで表皮下の真皮層の凹凸分布を検出することができる。特に、温度検出のために人体の放射する赤外線
10 帯域に応じたサーモパイルを用いることにより、太陽光等の外的な熱源による影響を排除することが可能である。

また、例えば生体の体温が特定波長の赤外線（例えば波長 $10\mu\text{m}$ 程度）を放射することに着目し、温度検出手段として赤外線検出手段をマトリクス状に配置して皮膚表面に近接させ、表皮組織下の真皮層パターンを検出することも可能である。マトリクス状の配置された個々の赤外
15 線検出手段においては、表皮の厚さや赤外線発生源である真皮との距離に応じて赤外線強度に差異が発生する。この赤外線強度分布に基づいて、表皮下組織の形状、例えば真皮層の凹凸パターンを検出する。

上記において、皮下血管の存在により温度が他の部分よりも局所的に高くなることを利用して、血管位置を特定し、それを用いて生体認証を行
20 うことも可能である。あるいは、検出した毛細血管像を基に、認証対象の位置や方向の特定を行うことも可能であるし、さらには、生体所属識別を行うことも可能である。

産業上の利用可能性

25 以上の説明からも明らかなように、本発明によれば、指先等、特定の場所ではなく全身の皮膚でユビキタスに生体認証が可能である。また、

認証対象は指紋と異なり外部からは目視できず、指紋や虹彩等のように容易に身体上の場所を特定されることがないため、秘匿性が高く、偽造は困難である。

5 さらに、本発明は、真皮組織のような血流、体液循環に富む場所を用いた認証法であり、これらの変化に対して鋭敏にその特性が変化するため、基本的に生体認証手段と生体所属識別とが完全に一体化していることになる。これにより外科的災害の無効化が実現でき、利用者の安全性を高めることが可能である。

10 さらにまた、本発明の検出装置、認証装置では、例えばウェアラブル装置の人体接触面に検出部を設けることができるため、認証を意識せずに日常の動作で生体認証を完了することができる。また、検出や照合エラーが発生しても利用者に意識されることなくリトライが行われるため、利用者にとって認証のリトライに伴う煩雑さがない。

請求の範囲

1. 表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを読み取り、生体固有のパターンを抽出することを特徴とする生体パターン
5 検出方法。
2. 上記皮膚深層組織が真皮組織であることを特徴とする請求項 1 記載の生体パターン検出方法。
3. 表皮組織と皮膚深層組織の光学特性の相違を利用し、上記凹凸隆起
10 分布パターンを光学的に読み取ることを特徴とする請求項 1 記載の生体パターン検出方法。
4. 偏光光を照射するとともに、当該偏光光と偏光方向が直交する偏光フィルタを介して反射光を検出し、上記凹凸隆起分布パターンを読み取ることを特徴とする請求項 3 記載の生体パターン検出方法。
- 15 5. 上記偏光光として長波長光を用いることを特徴とする請求項 4 記載の生体パターン検出方法。
6. 上記長波長光が近赤外線帯域光であることを特徴とする請求項 5 記載の生体パターン検出方法。
7. 反射光における波長変化成分を特定の周波数の光を透過又は反射
20 する手段により選別することを特徴とする請求項 4 記載の生体パターン検出方法。
8. 上記偏光光の照射角度を変化させることにより、検出対象の表皮下深度を制御することを特徴とする請求項 4 記載の生体パターン検出方法。
9. 照射光を照射し、当該照射光の一部と反射光とを干渉させることにより反射光の波長変化成分を干渉パターンとして発生させ、この干渉
25 パターンから生体固有のパターンを抽出することを特徴とする請求項 3 記

載の生体パターン検出方法。

10. 表皮組織と皮膚深層組織の電気特性の相違を利用し、上記凹凸隆起分布パターンを電氣的に読み取ることを特徴とする請求項1記載の生体パターン検出方法。

5 11. 静電誘導を用いて皮膚の電位を測定し、表皮下の真皮組織の深さを検出して表皮下組織形状を読み取ることを特徴とする請求項10記載の生体パターン検出方法。

12. 検出対象となる皮膚上に複数の微小電極を所定の間隔をもって平行に配列することを特徴とする請求項11記載の生体パターン検出方
10 法。

13. 各微小電極と真皮組織との間に容量結合を発生させ、各微小電極における静電容量から表皮下の導電層の距離分布を算出して上記表皮下組織形状を検出することを特徴とする請求項12記載の生体パターン検出方法。

15 14. 上記微小電極を金属製の筐体内に絶縁担体を介して所定の間隔で配置し、金属製の筐体と皮膚の間に誘電体薄膜を介在させることを特徴とする請求項13記載の生体パターン検出方法。

15. 上記微小電極の表面にエレクトレット被膜を設け、当該エレクトレット被膜の恒久分極により真皮組織との間にバイアスとなる静電容量を発生させることを特徴とする請求項13記載の生体パターン検出方法。
20

16. 運動に伴って発生する生体の電荷量変化を上記微小電極で検出し、電荷量変移波形の各微小電極における振幅差を皮膚表面と表皮下組織の距離として変換することを特徴とする請求項12記載の生体パターン検出方法。

25 17. 表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを読み取る手段を有することを特徴とする生体パターン検出装置。

18. 上記凹凸隆起分布パターンを読み取る手段は、光学的に凹凸隆起分布パターンを読み取るものであることを特徴とする請求項17記載の生体パターン検出装置。

19. 検出対象部位に光を照射する光源及び当該光源からの照射光の偏光方向を揃える偏光フィルタを備えた照射光学系と、検出対象部位からの反射光を受光する受光部及び前記偏光フィルタとは振動方向が直交する偏光フィルタを備えた結像光学系とを有することを特徴とする請求項18記載の生体パターン検出装置。

20. 上記光源が近赤外線帯域光源であることを特徴とする請求項19記載の生体パターン検出装置。

21. 上記反射光における波長変化成分を選別する手段を有することを特徴とする請求項19記載の生体パターン検出装置。

22. 上記光源からの光の照射角度を制御する可動反射鏡を備えることを特徴とする請求項19記載の生体パターン検出装置。

23. 検出対象部位に光を照射する光源を備えた照射光学系と、反射光の波長変化成分を干渉パターンとして発生させる参照光学系と、前記干渉パターンを検出する結像光学系とを有することを特徴とする請求項18記載の生体パターン検出装置。

24. 上記光源は白色光源であることを特徴とする請求項23記載の生体パターン検出装置。

25. 上記照射光学系、参照光学系及び結像光学系を備えた検出ユニットが複数配列されていることを特徴とする請求項23記載の生体パターン検出装置。

26. 上記光源からの光の照射位置を制御する可動ミラーを備えることを特徴とする請求項23記載の生体パターン検出装置。

27. 上記凹凸隆起分布パターンを読み取る手段は、電氣的に凹凸隆起

分布パターンを読み取るものであることを特徴とする請求項 17 記載の生体パターン検出装置。

28. 静電誘導を用いて皮膚の電位が測定され、表皮下の真皮組織の深さが検出されて表皮下組織形状が読み取られることを特徴とする請求項

5 27 記載の生体パターン検出装置。

29. 検出対象となる皮膚上に所定の間隔をもって平行に配列される複数の微小電極を備え、各微小電極における静電容量から表皮下の導電層の距離分布が算出され、表皮下組織形状が検出されることを特徴とする請求項 28 記載の生体パターン検出装置。

10 30. 上記微小電極は、それぞれ金属製の筐体内に絶縁担体を介して所定の間隔で配置され、金属製の筐体と皮膚の間に誘電体薄膜が介在されることを特徴とする請求項 29 記載の生体パターン検出装置。

31. 上記微小電極の表面にエレクトレット被膜が設けられていることを特徴とする請求項 29 記載の生体パターン検出装置。

15 32. 表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを読み取り、予め登録されたパターンと照合することにより生体認証を行うことを特徴とする生体認証方法。

33. 上記皮膚深層組織が真皮組織であることを特徴とする請求項 32 記載の生体認証方法。

20 34. 表皮組織と皮膚深層組織の光学特性の相違を利用し、上記凹凸隆起分布パターンを光学的に読み取ることが特徴とする請求項 32 記載の生体認証方法。

35. 偏光光を照射するとともに、当該偏光光と偏光方向が直交する偏光フィルタを介して反射光を検出し、上記凹凸隆起分布パターンを読み
25 取ることが特徴とする請求項 34 記載の生体認証方法。

36. 照射光を照射し、当該照射光の一部と反射光とを干渉させること

により反射光の波長変化成分を干渉パターンとして発生させ、この干渉パターンから生体固有のパターンを抽出することを特徴とする請求項 3 4 記載の生体認証方法。

5 3 7. 検出対象位置を皮下血管の分岐部とし、当該分岐部の形状から予め登録された主軸方向と分岐部の位置関係に基づいて、認証時に検出対象位置及び主軸方向を決定することを特徴とする請求項 3 2 記載の生体認証方法。

3 8. 上記皮下血管を利用して生体所属識別を行うことを特徴とする請求項 3 7 記載の生体認証方法。

10 3 9. 上記皮下血管の血流変化に伴う吸光度変化により生体所属を判別することを特徴とする請求項 3 8 記載の生体認証方法。

4 0. 表皮組織と皮膚深層組織の電気特性の相違を利用し、上記凹凸隆起分布パターンを電氣的に読み取ることを特徴とする請求項 3 2 記載の生体認証方法。

15 4 1. 静電誘導を用いて皮膚の電位を測定し、表皮下の真皮組織の深さを検出して表皮下組織形状を読み取ることを特徴とする請求項 4 0 記載の生体認証方法。

20 4 2. 表皮組織と皮膚深層組織との温度差を利用して表皮組織に遮蔽された表皮下組織形状を読み取ることを特徴とする請求項 3 2 記載の生体認証方法。

4 3. 微小温度検出素子を配列し、これら温度検出素子間の温度差より上記表皮下組織形状を読み取ることを特徴とする請求項 4 2 記載の生体認証方法。

25 4 4. 上記温度差を赤外線強度差として検出することを特徴とする請求項 4 3 記載の生体認証方法。

4 5. 表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを

読み取る手段を有し、読み取ったパターンを予め登録されたパターンと照合することにより生体認証が行われることを特徴とする生体認証装置。

46. 上記凹凸隆起分布パターンを読み取る手段は、光学的に凹凸隆起分布パターンを読み取るものであることを特徴とする請求項45記載の生体認証装置。

47. 検出対象部位に光を照射する光源及び当該光源からの照射光の偏光方向を揃える偏光フィルタを備えた照射光学系と、検出対象部位からの反射光を受光する受光部及び前記偏光フィルタとは振動方向が直交する偏光フィルタを備えた結像光学系とを有することを特徴とする請求項46記載の生体認証装置。

48. 検出対象部位に光を照射する光源を備えた照射光学系と、反射光の波長変化成分を干渉パターンとして発生させる参照光学系と、前記干渉パターンを検出する結像光学系とを有することを特徴とする請求項46記載の生体認証装置。

49. 皮下血管の形状に基づいて、検出対象位置及び主軸方向を決定する手段を有することを特徴とする請求項45記載の生体認証装置。

50. 表皮組織に遮蔽された皮膚深層組織の凹凸隆起分布パターンを読み取る干渉光検出部と、

- 上記干渉光検出部からの照射光の照射角度を制御する可動ミラーと、
上記干渉光検出部からの情報に基づいて皮下血管の位置を検出する血管位置検出部と、皮下血管像を格納する血管データ格納部と、検出した血管の位置を格納された血管データと照合する血管位置照合部と、

上記血管位置検出部及び血管位置照合部からの制御情報に基づいて上記可動ミラーの角度を制御するミラー制御部と、

- 皮膚深層組織の干渉パターンを格納する干渉パターン記憶部と、血管位置と干渉パターンの整合を図る整合部と、干渉光検出部からの干渉パ

ターン情報を干渉パターン記憶部に格納された干渉パターンと照合する干渉パターン照合部とを備えることを特徴とする請求項 4 9 記載の生体認証装置。

5 1. 上記凹凸隆起分布パターンを読み取る手段は、電氣的に凹凸隆起分布パターンを読み取るものであることを特徴とする請求項 4 5 記載の生体認証装置。

5 2. 静電誘導を用いて皮膚の電位が測定され、表皮下の真皮組織の深さが検出されて表皮下組織形状が読み取られることを特徴とする請求項 5 1 記載の生体認証装置。

10 5 3. 検出対象となる皮膚上に所定の間隔をもって平行に配列される複数の微小電極を備え、各微小電極における静電容量から表皮下の導電層の距離分布が算出され、表皮下組織形状が検出されることを特徴とする請求項 5 2 記載の生体認証装置。

15 5 4. 上記凹凸隆起分布パターンを読み取る手段は、上記表皮組織と上記皮膚深層組織との温度差を利用して表皮組織に遮蔽された表皮下組織形状を読み取るものであることを特徴とする請求項 4 5 記載の生体認証装置。

20 5 5. 検出対象となる皮膚上に配列される複数の温度検出素子を備え、各温度検出素子間の温度差から表皮下の凹凸分布が検出され、表皮下組織形状が検出されることを特徴とする請求項 5 4 記載の生体認証装置。

5 6. 検出対象となる皮膚上に配列される複数の赤外線検出素子を備え、各赤外線検出素子間の赤外線強度差から表皮下の凹凸分布が検出され、表皮下組織形状が検出されることを特徴とする請求項 5 4 記載の生体認証装置。

25 5 7. 近赤外線帯域光を偏光フィルタを介して照射するとともに、当該偏光フィルタと偏光方向が直交する偏光フィルタを介して反射光を検出

することにより、表皮下の毛細血管像又はその３次元分布パターンを検出し、予め登録されたパターンと照合することにより生体認証を行うことを特徴とする生体認証方法。

- 5 8. 検出対象部位に近赤外線帯域光を照射する光源及び当該光源からの照射光の偏光方向を揃える偏光フィルタを備えた照射光学系と、検出対象部位からの反射光を撮像する撮像部及び前記偏光フィルタとは振動方向が直交する偏光フィルタを備えた撮像光学系とを有し、

- 10 撮像した表皮下の毛細血管像又はその３次元分布パターンを予め登録されたパターンと照合することにより生体認証を行うことを特徴とする生体認証装置。

1/11

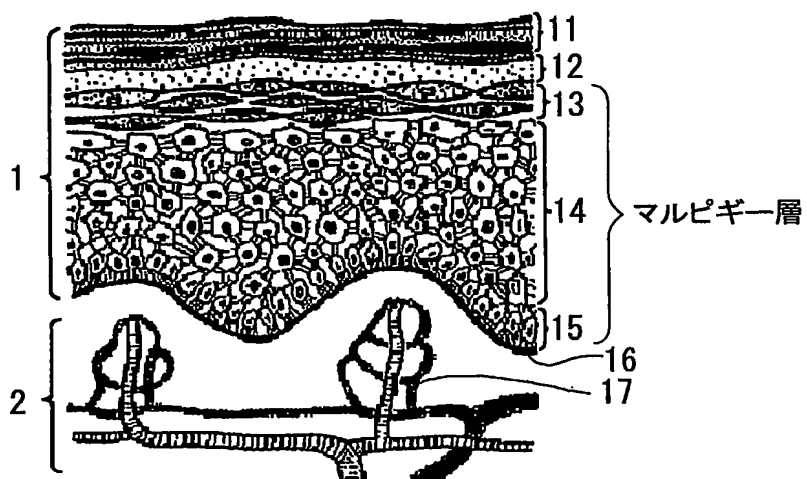


Fig.1

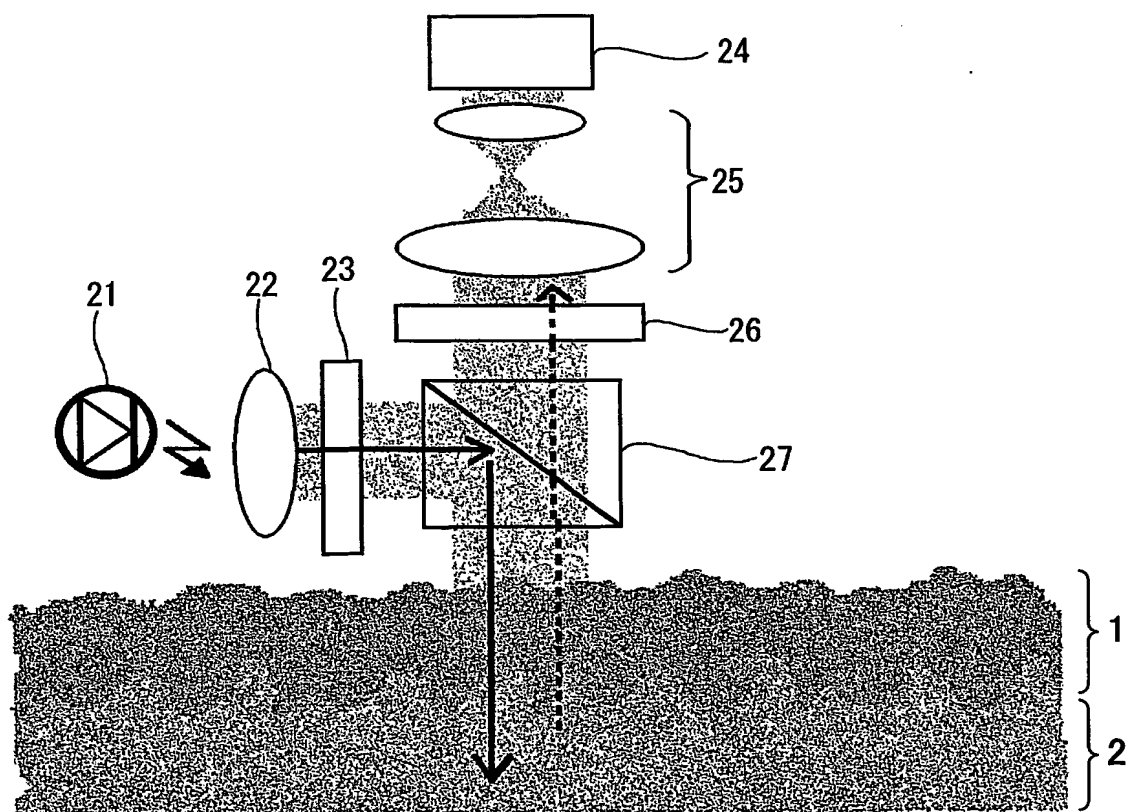


Fig.2

2/11

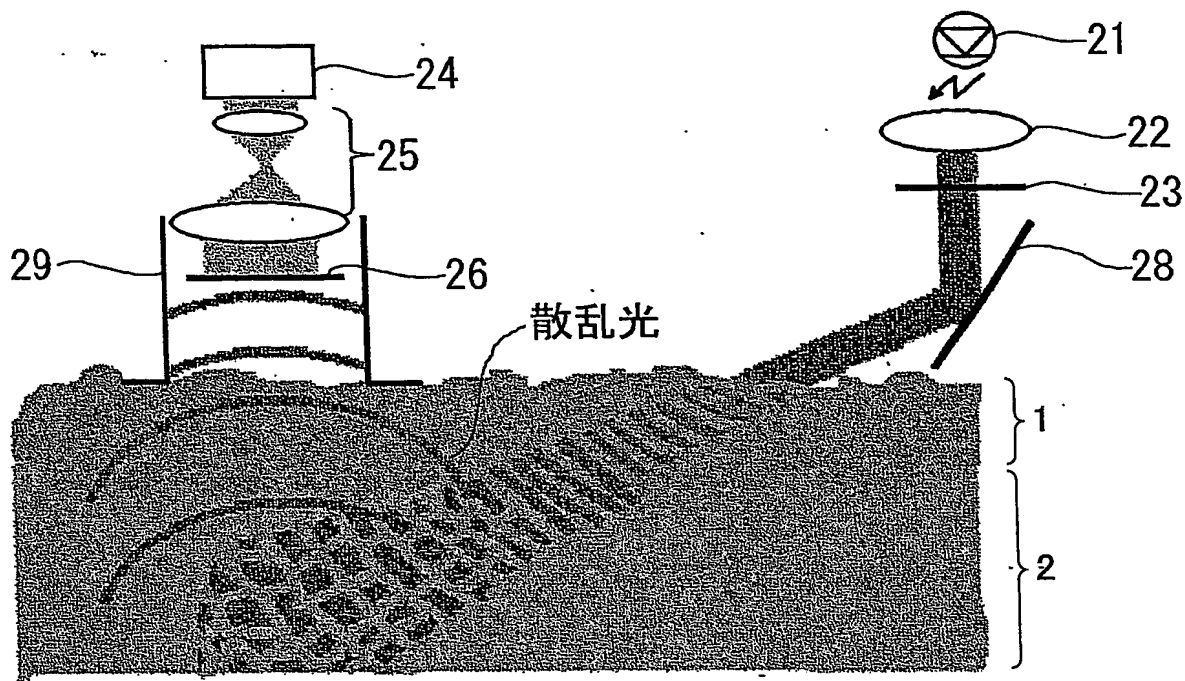


Fig.3

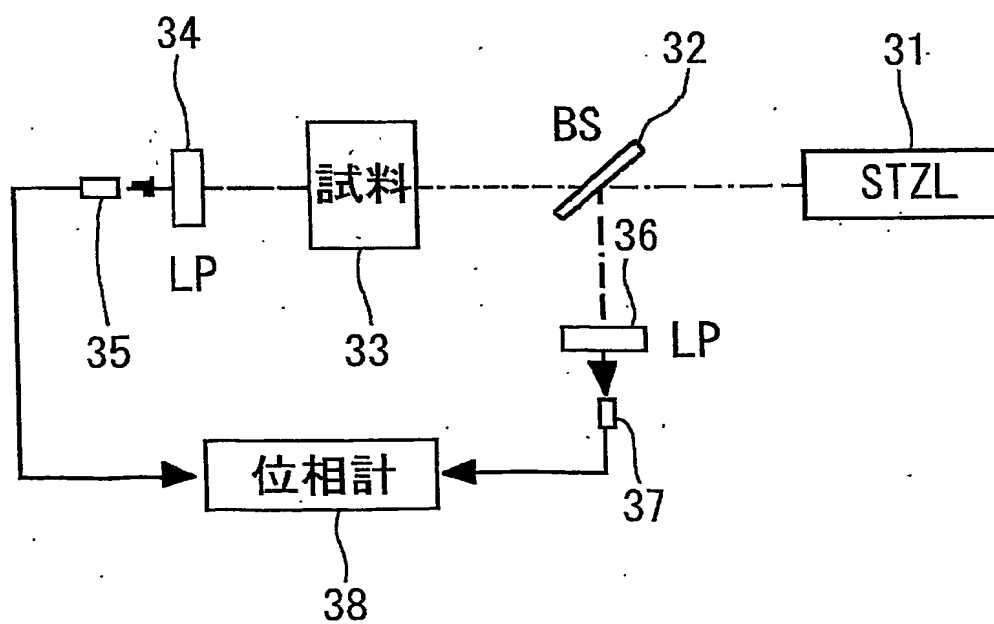


Fig.4

3/11

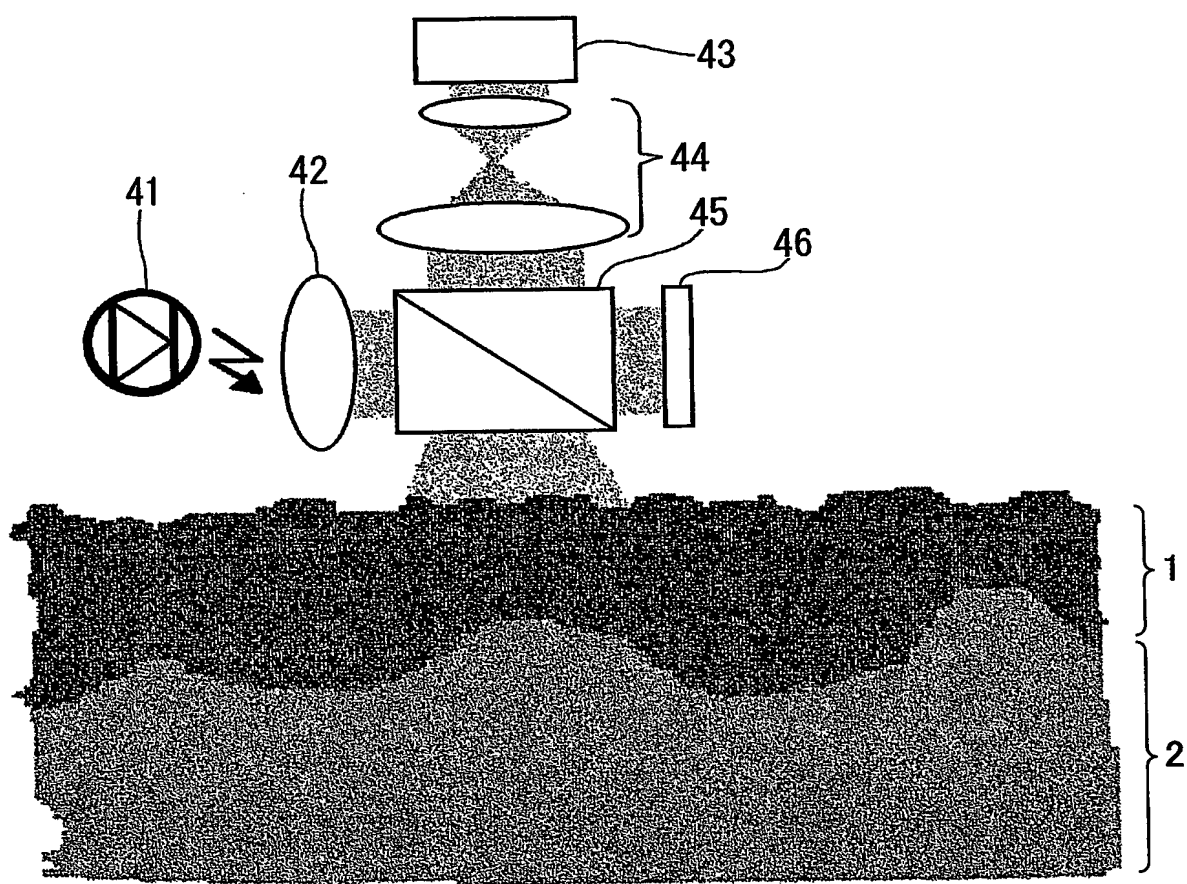


Fig.5

4/11

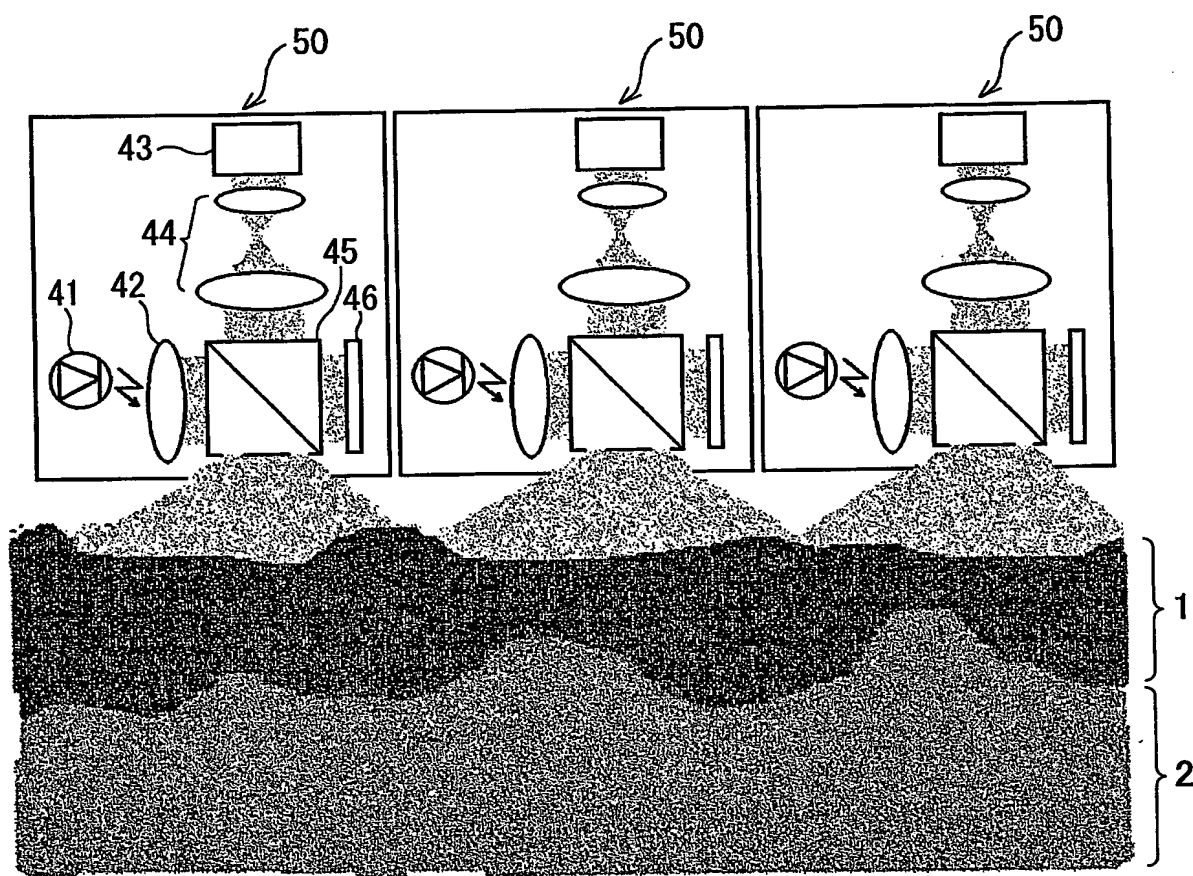


Fig.6

5/11

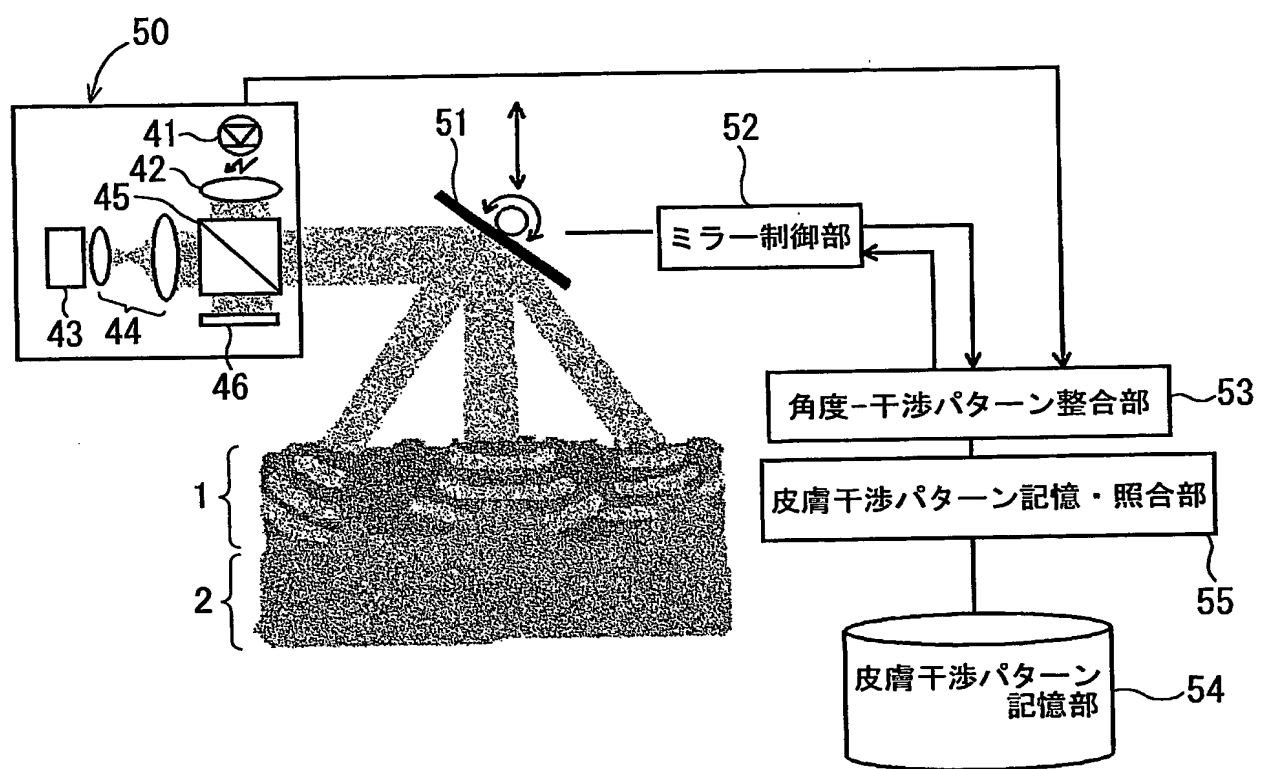


Fig.7

6/11

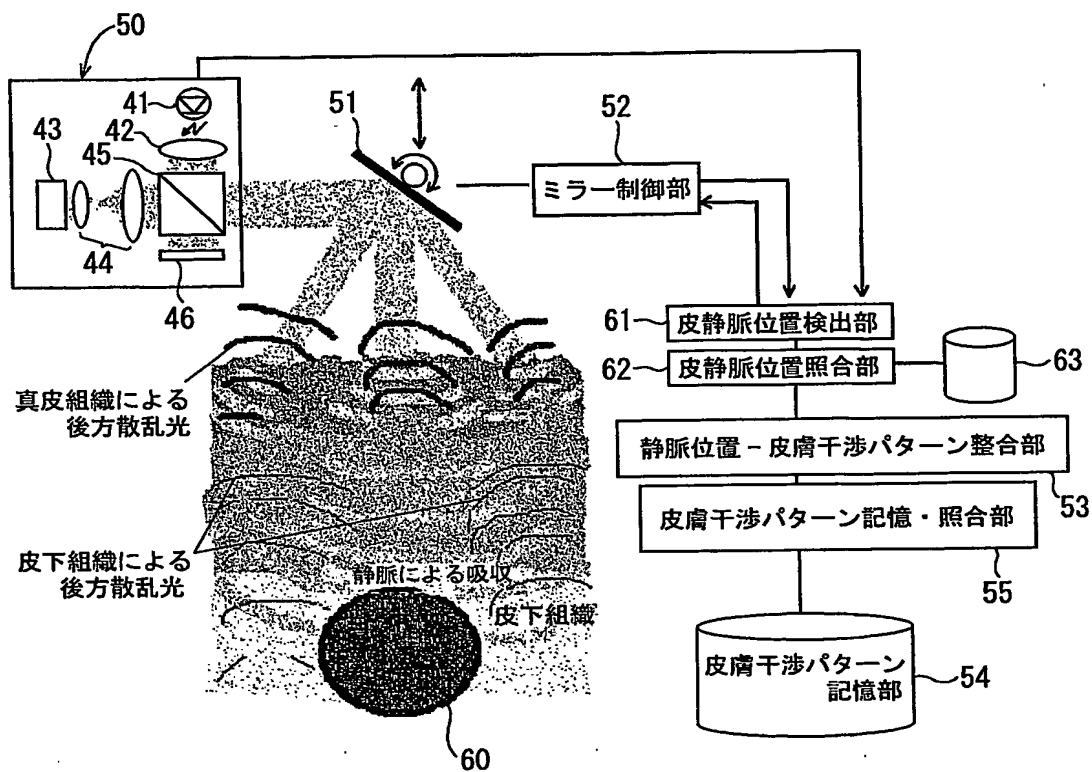


Fig.8

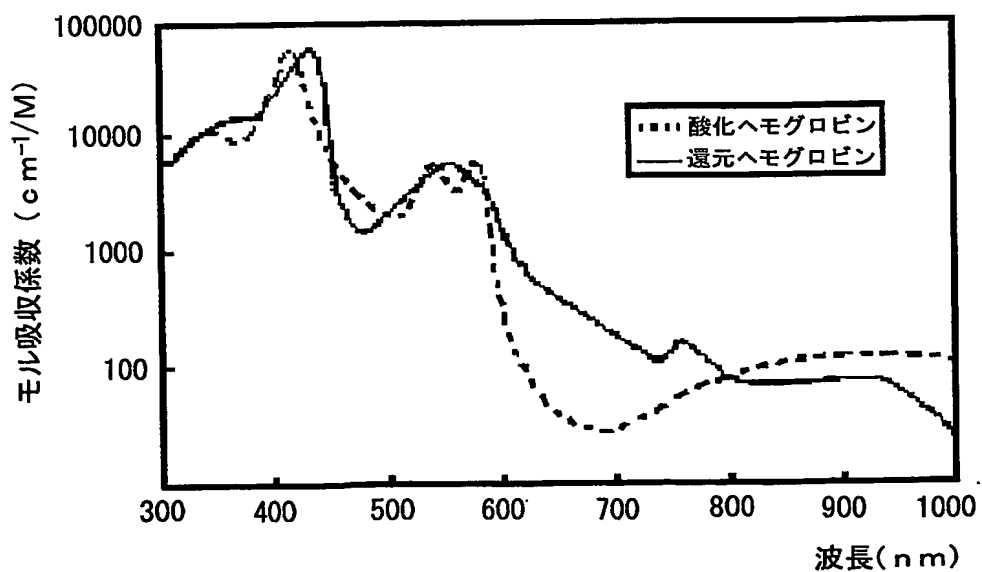


Fig.9

7/11

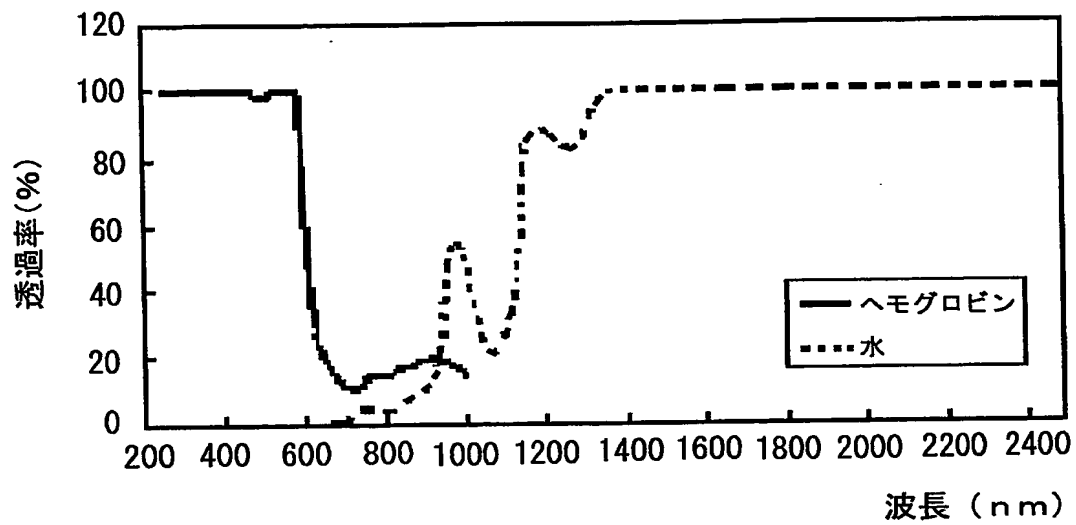


Fig.10

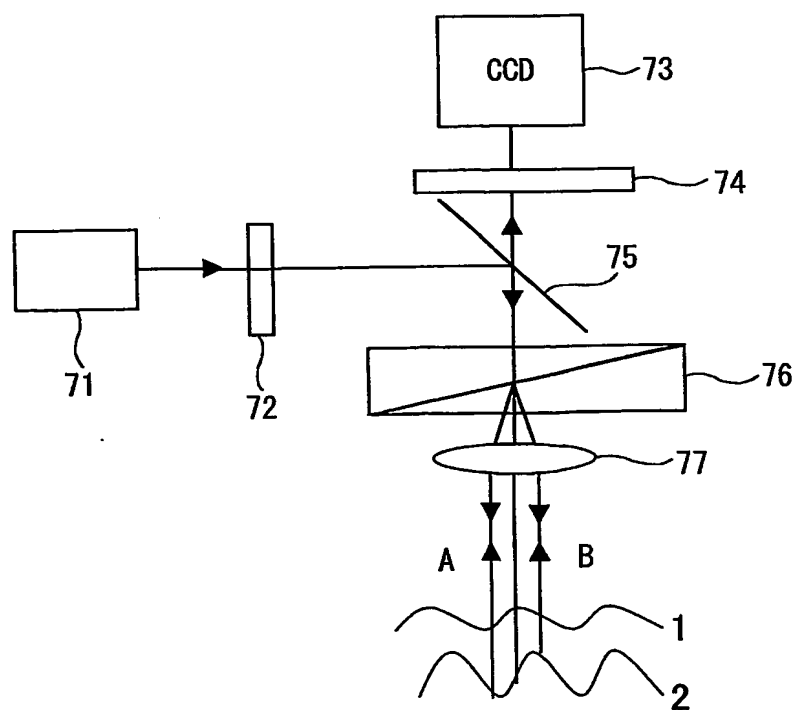


Fig.11

8/11

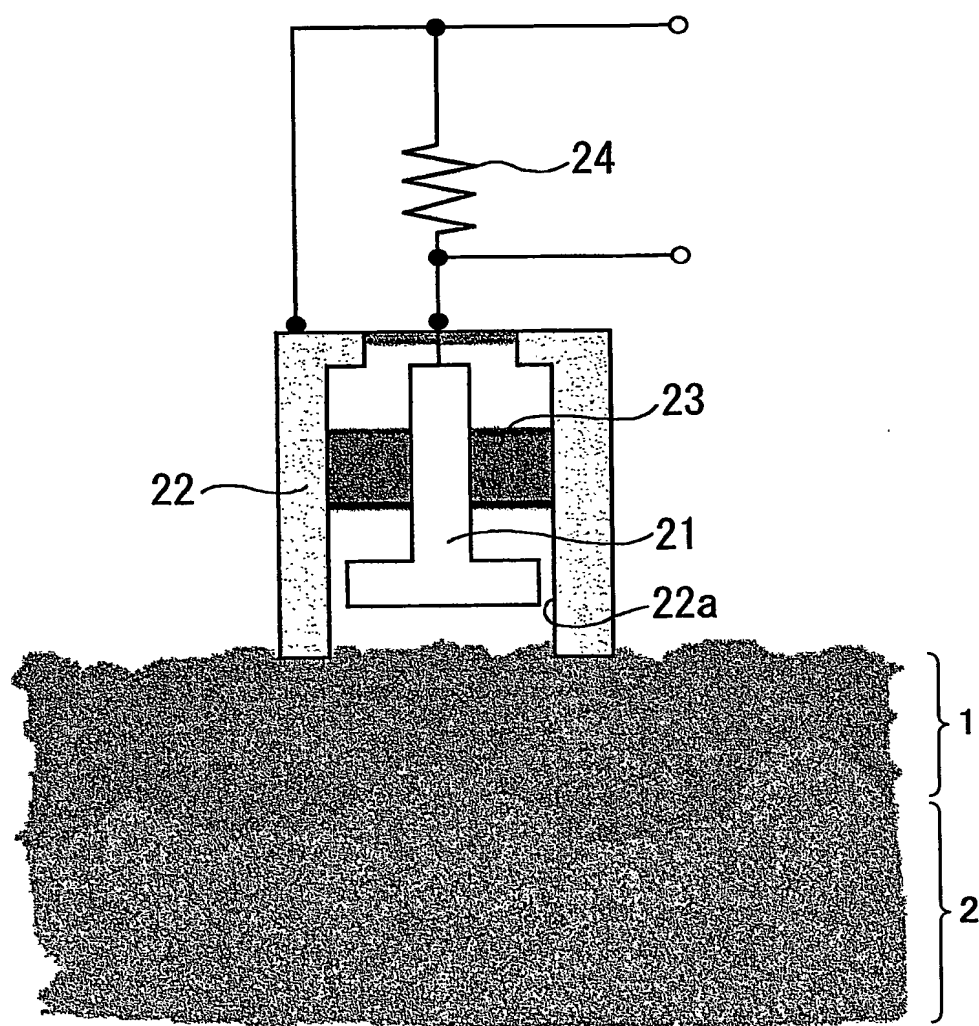


Fig.12

9/11

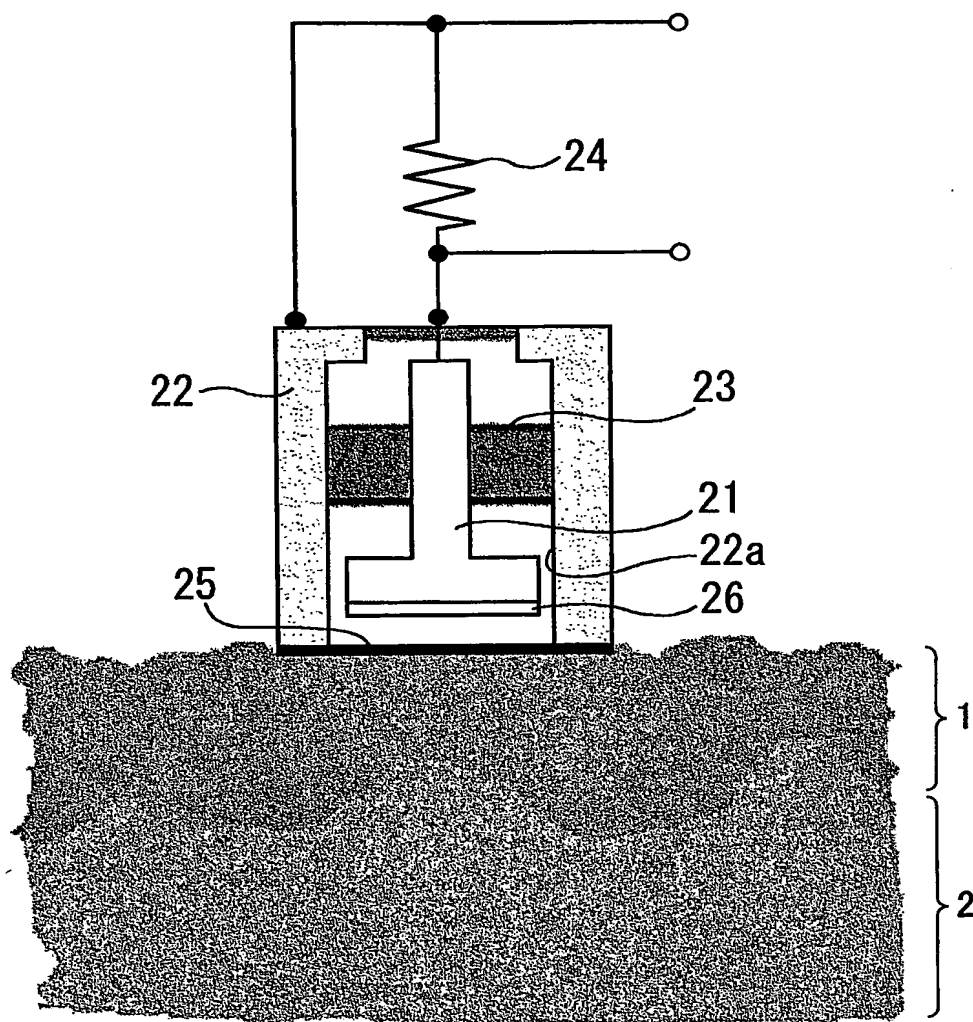


Fig.13

10/11

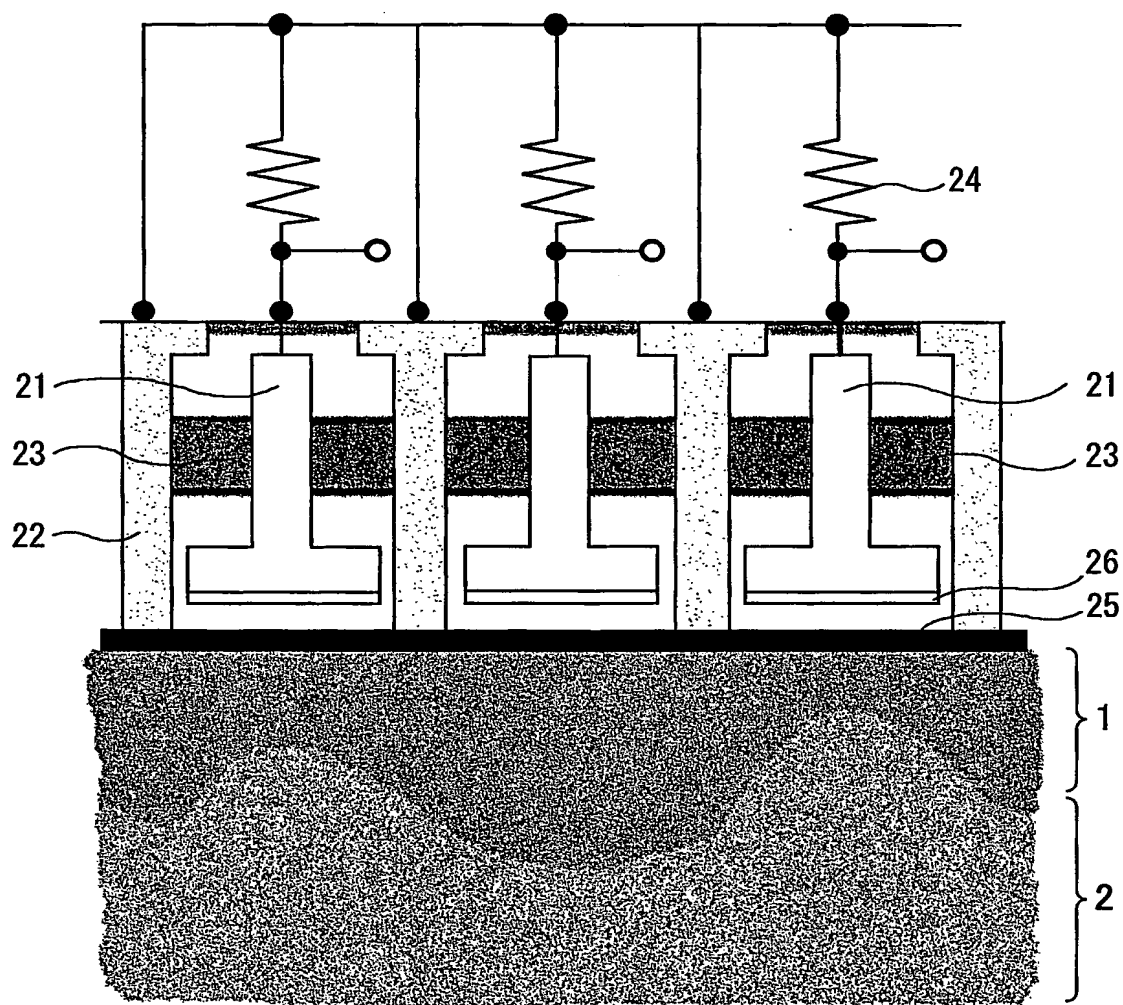


Fig.14

11/11

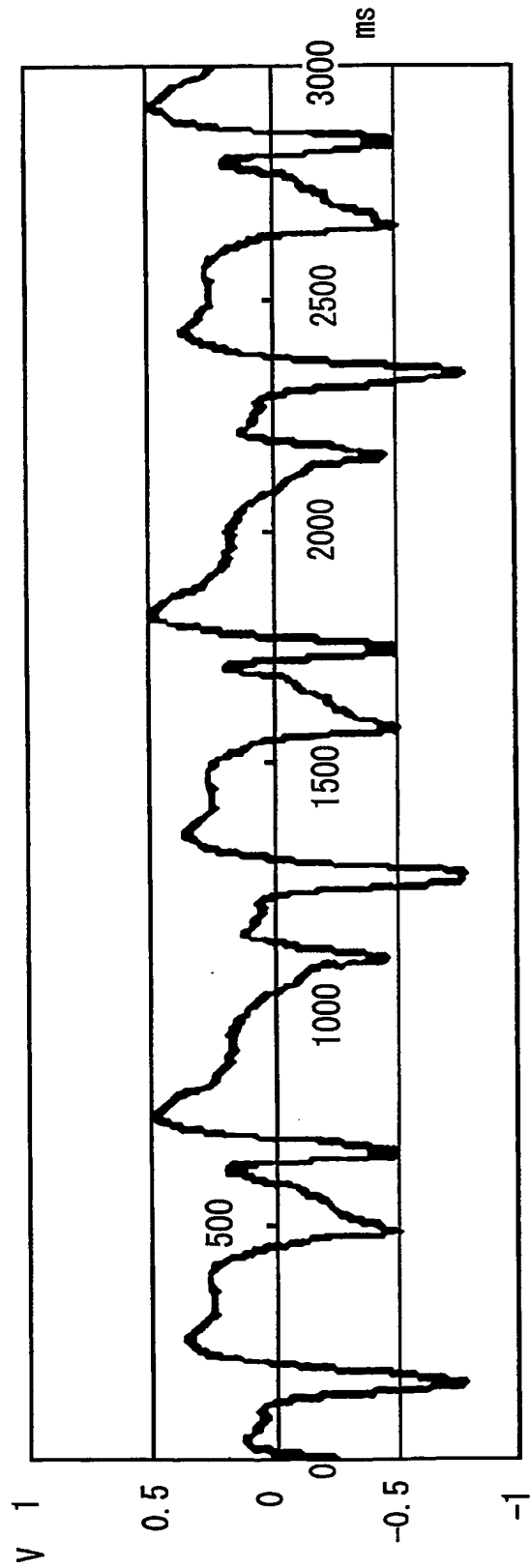


Fig.15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP03/05696

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl⁷ G06T1/00, G06T7/00, A61B5/117

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl⁷ G06T1/00, G06T7/00, A61B5/117

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2003
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2003	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y A	WO 00/075637 A1 (ASTRON CLINICA LTD.), 14 December, 2000 (14.12.00), Full text; all drawings & US 2001/0056237 A1 & JP 2003-501651 A	1-3, 17, 18 32-34, 45, 46 4-16, 19-31, 35-44, 47-58
Y A	WO 01/027882 A2 (RIO GRANDE MEDICAL TECHNOLOGIES, INC.), 19 April, 2001 (19.04.01), Full text; all drawings & US 2002/0009213 A1 & JP 2003-511176 A	32-34, 45, 46 1-31, 35-44, 47-58
A	WO 99/027848 A1 (ABBOTT LABORATORIES), 10 June, 1999 (10.06.99), Full text; all drawings & EP 1205753 A2 & US 6070093 A & JP 2001-524342 A	1-58

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:
 "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier document but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"I" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
05 August, 2003 (05.08.03)

Date of mailing of the international search report
19 August, 2003 (19.08.03)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP03/05696

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-48507 A (Sony Corp.), 15 February, 2002 (15.02.02), Full text; all drawings (Family: none)	10-16, 27-31, 40, 41, 51-53
A	JP 2000-201907 A (NEC Corp.), 25 July, 2000 (25.07.00), Full text; all drawings (Family: none)	42-44, 54-56

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G06T1/00, G06T7/00, A61B5/117

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl⁷ G06T1/00, G06T7/00, A61B5/117

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2003年
日本国登録実用新案公報	1994-2003年
日本国実用新案登録公報	1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X Y A	WO 00/075637 A1 (ASTRON CLINICA LIMITED) 2000. 12. 14 全文, 全図 & US 2001/0056237 A1 & JP 2003-501651 A	1-3, 17, 18 32-34, 45, 46 4-16, 19-31, 35-44, 47-58

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

05.08.03

国際調査報告の発送日

19.08.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)
郵便番号100-8915
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

廣島 明芳



5H

9853

電話番号 03-3581-1101 内線 3531

C (続き). 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y	WO 01/027882 A2 (RIO GRANDE MEDICAL TECHNOLOGIES, INC.) 2001. 04. 19 全文, 全図 & US 2002/0009213 A1 & JP 2003-511176 A	32-34, 45, 46 1-31, 35-44, 47-58
A	WO 99/027848 A1 (ABBOTT LABORATORIES) 1999. 06. 10 全文, 全図 & EP 1205753 A2 & US 6070093 A & JP 2001-524342 A	1-58
A	JP 2002-48507 A (ソニー株式会社) 2002. 02. 15 全文, 全図 (ファミリーなし)	10-16, 27-31, 40, 41, 51-53
A	JP 2000-201907 A (日本電気株式会社) 2000. 07. 25 全文, 全図 (ファミリーなし)	42-44, 54-56

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☐ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☒ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.